



**HAL**  
open science

# Limites techniques et environnementales de l’empreinte optique et de la prothèse fixe usinée par CFAO en implantologie

Delphine Delain

► **To cite this version:**

Delphine Delain. Limites techniques et environnementales de l’empreinte optique et de la prothèse fixe usinée par CFAO en implantologie. Sciences du Vivant [q-bio]. 2017. dumas-02337694

**HAL Id: dumas-02337694**

**<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02337694>**

Submitted on 29 Oct 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.



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0 International License

**UNIVERSITE PARIS DIDEROT - PARIS 7**

**FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE**

5, Rue Garancière 75006 PARIS

Année 2017

Thèse N°: 5167

N° attribué par la bibliothèque : 2017PA07G067

**THESE pour le DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR**

**en CHIRURGIE DENTAIRE**

présentée et soutenue publiquement le

par **DELAIN Delphine**

**LIMITES TECHNIQUES ET ENVIRONNEMENTALES DE  
L'EMPREINTE OPTIQUE ET DE LA PROTHESE FIXE USINÉE PAR  
CFAO EN IMPLANTOLOGIE**

Directeur de thèse : Docteur Elisabeth SARFATI

Co-directeur de thèse : Docteur Lena MESSICA

**JURY**

Mme le Professeur M.-Violaine BERTERETCHE

Président

M. le Docteur Philippe MONSENEGO

Assesseur

M. le Docteur Jean-François NGUYEN

Assesseur

Mme le Docteur Elisabeth SARFATI

Assesseur

M. le Docteur Hervé TARRAGANO

Assesseur

Mme le Docteur Lena MESSICA

Membre Invité



## UNIVERSITE PARIS DIDEROT-PARIS 7

Présidente de l'Université :	Mme la Professeure Christine CLERICI
Doyenne de l'U.F.R. d'Odontologie :	Mme la Professeure Ariane BERDAL
Directrice Générale des Services :	Madame Pascale SAINT-CYR

---

### JURY

Mme le Professeur M.-Violaine BERTERETCHE	Président
M. le Docteur Philippe MONSENEGO	Assesseur
M. le Docteur Jean-François NGUYEN	Assesseur
Mme le Docteur Elisabeth SARFATI	Assesseur
M. le Docteur Hervé TARRAGANO	Assesseur
Mme le Docteur Lena MESSICA	Membre Invité



**Mme le Professeur M.-Violaine  
BERTERETCHE**

Docteur en Chirurgie Dentaire  
Diplôme de Doctorat  
Professeur des Universités - Praticien Hospitalier

*Pour l'honneur que vous me faites en acceptant de présider le jury de cette thèse ainsi que pour la qualité de votre enseignement théorique. Je vous prie d'accepter ma profonde gratitude et mes sincères remerciements.*

**M. le Docteur Philippe MONSENEGO**

Docteur en Chirurgie Dentaire  
Docteur en Sciences Odontologiques  
Docteur d'Etat en Odontologie  
Maître de Conférences des Universités - Praticien  
Hospitalier

*Pour l'honneur que vous me faites d'être membre du jury de cette thèse. Veuillez trouver ici l'expression de ma reconnaissance et de ma respectueuse considération.*

**M. le Docteur Jean-François NGUYEN**

Docteur en Chirurgie Dentaire  
Maître de Conférences des Universités - Praticien  
Hospitalier

*Pour l'honneur que vous me faites de participer au jury de cette thèse. Veuillez recevoir mes sincères remerciements.*

**Mme le Docteur Elisabeth SARFATI**

Docteur en Chirurgie Dentaire  
Diplôme de Doctorat  
Maître de Conférences des Universités - Praticien  
Hospitalier

*Pour l'honneur que vous me faites en acceptant la direction de cette thèse et de participer en tant que membre du jury. Je vous remercie pour votre confiance, votre disponibilité et la qualité de votre enseignement pendant nos dernières années. Veuillez trouver ici ma profonde gratitude et mes sincères remerciements.*

**M. le Docteur Hervé TARRAGANO**

Docteur en Chirurgie Dentaire  
Maître de Conférences des Universités - Praticien  
Hospitalier

*Pour l'honneur que vous me faites de participer au jury de cette thèse. Veuillez recevoir ma grande reconnaissance et mes sincères remerciements.*

**Mme le Docteur Lena MESSICA**

Docteur en Chirurgie Dentaire  
Ex-assistante Hospitalo-Universitaire

*Pour l'honneur que vous m'avez fait de co-diriger cette thèse et de participer en tant que membre invité au jury d'aujourd'hui. Je vous remercie pour votre confiance, votre gentillesse, votre implication et vos conseils durant ces dernières années. J'ai reçu de votre part plus qu'un simple enseignement théorique et clinique et vous en remercie grandement. Veuillez trouver ici l'expression de mes remerciements les plus sincères et ma profonde estime.*



## TABLE DES MATIÈRES

<b>INTRODUCTION.....</b>	<b>3</b>
<b>I. Empreinte conventionnelle, empreinte optique et CFAO en implantologie. 4</b>	<b>4</b>
<b>I.1. Empreintes conventionnelle et optique .....</b>	<b>4</b>
I.1.1. Empreinte conventionnelle.....	4
I.1.2. Empreinte optique .....	12
I.1.3. Tableau comparatif .....	29
<b>I.2. CFAO : Conception et fabrication assistée par ordinateur.....</b>	<b>30</b>
I.2.1. Principe CFAO .....	30
I.2.2. Différentes CFAO .....	33
<b>II. Limites intrinsèques au système de l’empreinte optique et de la CFAO....</b>	<b>36</b>
<b>II.1.Installation avant prise de l’empreinte optique.....</b>	<b>36</b>
II.1.1. Problèmes liés à l’utilisation du <i>scanbody</i> .....	36
<b>II.2. Limites dues à la caméra .....</b>	<b>38</b>
II.2.1. Généralités .....	38
II.2.2. Environnement buccal .....	43
II.2.3. Protocole de scannage et taille de l’embout intra buccal .....	46
II.2.4. Etendue de l’acquisition.....	47
<b>II.3. Limites de l’usineuse .....</b>	<b>48</b>
II.3.1. Choix des matériaux.....	48
II.3.2. Taille des blocs à usiner.....	71
II.3.3. Choix des teintes .....	73
<b>II.4. Limites de la prothèse usinée par CFAO .....</b>	<b>75</b>
II.4.1. Choix des matériaux.....	75
II.4.2. Choix des teintes .....	76
II.4.3. Modélisation numérique.....	78
II.4.4. Occlusion .....	79
<b>III. Limites environnementales, économiques, conjoncturelles.....</b>	<b>83</b>
<b>III.1.Limites économiques .....</b>	<b>83</b>



III.1.1. Coût de la caméra et maintenance.....	83
III.1.2. Coût du consommable pour le praticien.....	84
III.1.3. Rentabilité de l’empreinte optique.....	86
III.1.4. Investissement du prothésiste.....	87
III.1.5. Synthèse issue des données actuelles.....	90
<b>III.2. Limites de l’enseignement.....</b>	<b>90</b>
III.2.1. Recul clinique.....	90
III.2.2. Etendue des connaissances.....	90
III.2.3. Formation des étudiants en chirurgie dentaire.....	91
III.2.4. Formation continue en CFAO et empreinte optique.....	93
<b>III.3. Limites socioculturelles.....</b>	<b>94</b>
III.3.1. Pratiques professionnelles en fonction de l’âge.....	94
III.3.2 Courbe d’adaptation et d’apprentissage.....	95
<b>IV. Potentialisation de la technique.....</b>	<b>96</b>
<b>IV.1. Evolutions envisageables.....</b>	<b>96</b>
IV.1.1. Modifications de la caméra.....	96
IV.1.2. Amélioration du choix de matériaux et teintes.....	97
IV.1.3. Formation en empreinte optique et CFAO.....	98
<b>IV.2. Intérêt empreinte optique.....</b>	<b>99</b>
<b>IV.3. Intérêt CFAO.....</b>	<b>100</b>
<b>CONCLUSION.....</b>	<b>101</b>
<b>BIBLIOGRAPHIE.....</b>	<b>102</b>
<b>TABLE DES ILLUSTRATIONS.....</b>	<b>111</b>
<b>TABLE DES TABLEAUX.....</b>	<b>113</b>
<b>INDEX.....</b>	<b>114</b>

## **INTRODUCTION**

Aujourd'hui, l'indication d'un traitement implantaire connaît un essor exponentiel, dû à un recul clinique de plus en plus important et grâce aux nouvelles technologies de plus en plus fiables. L'ankylose de l'implant ne nous laisse aucune marge d'erreur quant à la précision des informations à transmettre au prothésiste pour la réalisation de la prothèse supra-implantaire.

La CFAO et l'empreinte optique connaissent une réelle expansion depuis les années 2000, nous permettant de répondre en grande partie à ces exigences.

Plusieurs études mettent en avant les nombreux avantages que ce type d'empreinte possèderaient par rapport aux empreintes conventionnelles : l'augmentation de la précision, le gain de temps d'acquisition, la possibilité de communiquer de multiples informations aux prothésistes. La CFAO, quant à elle, permet de faciliter la conception des éléments prothétiques, une plus grande précision dans la réalisation de la prothèse grâce à une fabrication mécanisée/numérisée diminuant ainsi les erreurs dues à l'intervention de l'homme ou à la déformation des matériaux, et un gain de temps dans les processus de fabrication.

Malgré cela, on note qu'actuellement encore peu de chirurgiens-dentistes se servent de l'empreinte optique en implantologie bien que cette technique soit largement éprouvée et avec un certain recul clinique.

Quelles sont les limites qui expliquent qu'une faible proportion de dentistes utilise ces nouvelles techniques numériques ? Sont-elles techniques, environnementales, conjoncturelles, financières ?

La première partie de cet ouvrage sera un rappel des généralités et caractéristiques des empreintes conventionnelle, optique et de la CFAO. Dans une deuxième partie nous exposerons les limites intrinsèques à la réalisation d'une prothèse usinée, depuis l'empreinte optique jusqu'à l'usinage. Ensuite, nous traiterons les limites environnementales et conjoncturelles propres à la technologie CFAO. *In fine*, nous proposerons différentes solutions à mettre en œuvre dans le but d'étendre l'utilisation de ces techniques en implantologie à un plus grand nombre de chirurgiens-dentistes.

# I. Empreinte conventionnelle, empreinte optique et CFAO en implantologie.

Une des étapes clés de la réalisation de la prothèse supra implantaire est la prise d'empreinte. Pour cela, deux techniques existent: l'empreinte conventionnelle et l'empreinte optique.

## I.1. Empreintes conventionnelle et optique

En prothèse supra implantaire, le but de l'empreinte est de pouvoir enregistrer, de manière fiable, la position de l'implant par rapport aux tissus dentaires, osseux et gingivaux, le système de connexion entre l'implant et la future prothèse ainsi que les autres dents des arcades (*Raux et Almayrac 2010*).

Malgré l'essor actuel des technologies numériques, la technique conventionnelle pour les empreintes supra implantaires est encore largement utilisée. Ainsi, nous décrivons les deux techniques afin d'exposer les différences entre celles-ci.

### **I.1.1. Empreinte conventionnelle**

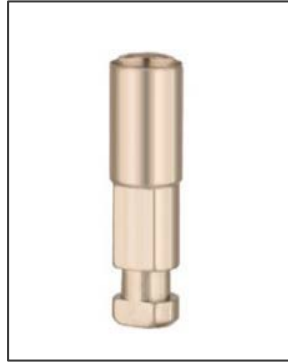
#### I.1.1.1. Principe de l'empreinte conventionnelle

Afin de réaliser cette empreinte, le praticien doit avoir recours à plusieurs pièces usinées :

- un transfert d'empreinte, qui est vissé ou clippé en bouche, sur l'implant ou sur le pilier implantaire et qui permet de transmettre la position de l'implant ; **(Fig 1 et 2)**
- un analogue d'implant, réplique de l'implant : c'est une pièce en alliage métallique, vissée sur le transfert d'empreinte, qui sera transférée dans le modèle de travail en plâtre (*Gouët et al. 2012*). **(Fig 3)**



**Fig 1:** Transfert pour empreinte à ciel fermé **Fig 2:** Transfert pour empreinte à ciel ouvert  
(*Davarpanah et al. 2015*)



**Fig 3:** Analogue d'implant de la marque Alphabio®. (*Alphabiotec*® 2014)

### ➤ **Choix du matériau**

Ces empreintes doivent assurer l'enregistrement du positionnement dans l'espace de l'implant ainsi que celui de l'environnement péri-implantaire.

Afin de s'assurer de la fiabilité des empreintes, les matériaux doivent donc répondre à un cahier des charges précis :

- élasticité : pour enregistrer les zones de contre-dépouille ;
- précision et stabilité dimensionnelle ;
- viscosité compatible avec l'enregistrement des tissus mous péri-implantaires ;
- dureté Shore élevée : afin d'assurer le retrait ou le remplacement du transfert d'implant sans problème (*Goudot et Lacoste 2013*). L'échelle de dureté Shore mesure la dureté des élastomères de certaines matières plastiques, des cuirs et des bois.

La réalisation de ces empreintes se fait à l'aide d'élastomères de synthèse: des silicones A (polyvinylsiloxanes) ou des polyéthers. Les polyéthers apparaissent comme les matériaux de choix grâce à leurs excellentes propriétés mécaniques: viscosité initiale faible (pour un excellent rendu de la morphologie gingivale) et une dureté finale élevée, les deux étant essentielles afin d'éviter toute déformation du matériau lors du retrait de l'empreinte (*Raux et Almayrac 2010*).

Le choix du porte-empreinte diffère en fonction du type d'empreinte conventionnelle : porte-empreinte du commerce en métal, en plastique ou bien porte-empreinte individuel (PEI).

### I.1.1.2.Types d'empreintes conventionnelles

#### ➤ Ciel ouvert ou *pick-up*

##### ❖ Présentation

L'empreinte à ciel ouvert ou *pick-up* est une technique emportant le transfert dans l'empreinte. Dans cette technique, le transfert n'a pas à être repositionné par l'opérateur, il est emporté tel qu'il avait été placé avant l'empreinte, après une vérification radiologique. Il est montré qu'il n'y a pas de différences significatives entre l'empreinte à ciel ouvert et celle à ciel fermé. Cependant, dans des cas d'édentements pluraux (supérieur à 4 implants), l'empreinte à ciel ouvert apparaît comme plus précise (Lee et al. 2008).

##### ❖ Choix du porte-empreinte

La technique d'empreinte à ciel ouvert nécessite d'avoir un accès à la vis du transfert. Pour cela, il est nécessaire d'utiliser des porte-empreintes que l'on peut ajouter en regard des transferts. Il est important que le trou au niveau du porte empreinte ne soit pas trop large afin de ne pas risquer une perte de soutien du matériau (Raux et Almayrac 2010). Le choix se portera donc vers un porte empreinte individuel (PEI) (Fig 4) ou un porte empreinte en plastique du commerce.



**Fig 4:** Photo d'un porte empreinte individuel, perforé en regard des implants.

Courtoisie Dr WINSZMAN.

## ❖ Étapes cliniques

La technique d'empreinte à ciel ouvert se fait en 7 étapes:

– **Dévisage du pilier de cicatrisation** mis lors de la pose de l'implant ou après cicatrisation dans le cas de la mise en place d'un implant en deux temps. Le profil d'émergence de la gencive est alors vérifié, rien ne doit gêner la mise en place des transferts lors des étapes suivantes (**Fig 5 et 6**). Le feston gingival doit être non inflammatoire, ne doit pas saigner, le col de l'implant doit être propre avec l'absence de tartre. Il est nécessaire d'avoir une hauteur de gencive kératinisée suffisante pour prévenir le risque de récession et d'inflammation gingivale (*Martinez et al. 2008*).

– **Vissage du transfert d'empreinte** dans l'implant à l'aide d'un tournevis ancillaire. Le vissage doit être réalisé rapidement après le retrait de la vis de cicatrisation, de manière à éviter le collapsus des tissus mous péri-implantaires qui empêcherait l'insertion totale du transfert et fausserait le profil d'émergence. (**Fig 7**)

– **Contrôle radiographique** de la position du transfert. Il permet de confirmer ou d'infirmer la présence de hiatus entre les deux éléments prothétiques. Le transfert doit être complètement inséré pour éviter toute erreur lors de l'empreinte. (**Fig 8 et 8bis**)

– **Réalisation du porte-empreinte individuel (PEI)** ou prise d'un porte-empreinte perforé et essai du porte-empreinte. Les bords de ce dernier ne doivent pas interférer avec le transfert vissé sur l'implant. (**Fig 9**)

– **Prise de l'empreinte** : celle-ci peut être réalisée en un ou deux temps. L'empreinte en un temps consiste à prendre l'empreinte avec les deux viscosités de matériaux simultanément (le *putty* dans le porte-empreinte et le *light* autour des implants). Celle en deux temps consiste, tout d'abord, à prendre une première empreinte uniquement avec le *putty*, puis à mettre en place le *light* autour des implants et prendre l'empreinte à nouveau (*Patil et Muley 2015*). La tête du transfert doit impérativement être visible lors de l'empreinte pour permettre le dévissage de ce dernier après la prise du matériau (**Fig 10 et 11**). Après retrait de l'empreinte, il est nécessaire de la vérifier et de s'assurer de la stabilité du transfert.

– **Revissage de la vis de cicatrisation** le plus rapidement possible, afin d'éviter l'invagination des tissus mous péri-implantaires (*Gouët et al. 2012*).

– **Solidarisation de l'analogue d'implant sur le transfert d'implant. (Fig 12)** Il est important de ne pas trop forcer lors du vissage pour ne pas risquer de créer une rotation du transfert dans l'empreinte (*Raux et Almayrac 2010*) Il est nécessaire d'exercer un contre-couple avec la vis du transfert *pick-up*, lors de la mise en place de l'analogue d'implant, afin de réduire les risques de mobilisation du transfert.

Cas clinique : (*Bert et Missika 2009*)



**Fig 5:** Vis de cicatrisation en place



**Fig 6:** Profil gingival après dépose de la vis de cicatrisation



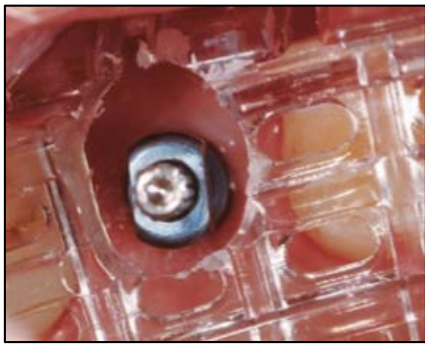
**Fig 7 :** Transfert mis en place



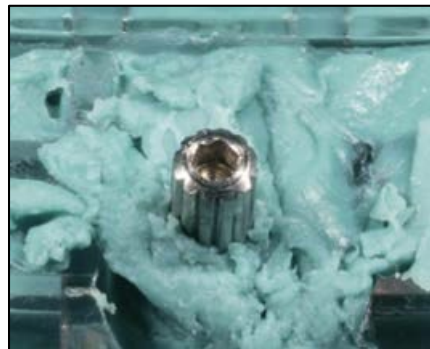
**Fig 8** : Contrôle radiographique: présence d'un hiatus entre les deux pièces



**Fig 8bis.** : Contrôle radiographique : bonne coaptation des deux parties



**Fig 9**: Porte-empreinte du commerce perforé avec transfert en bouche



**Fig 10** : Empreinte avec tête du transfert



**Fig 11** : Intrados de l'empreinte



**Fig 12** : Analogue d'implant en place sur le transfert



## ➤ Ciel fermé

### ❖ Présentation

La technique d'empreinte à ciel fermé consiste en une empreinte dans laquelle le transfert est repositionné après la prise du matériau.

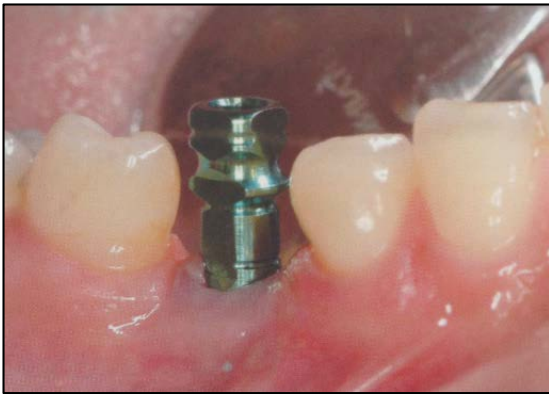
### ❖ Choix du porte-empreinte

Pour ce type d'empreinte, on peut utiliser un porte-empreinte classique du commerce en métal perforé ou en plastique.

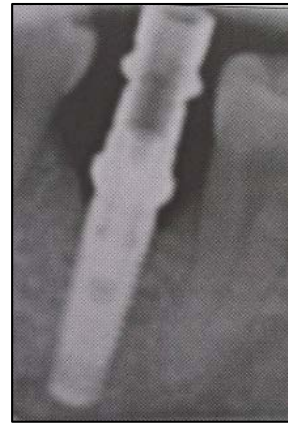
### ❖ Etapes cliniques

- **Dévisage de la vis**, pilier de cicatrisation mis lors de la pose de l'implant ou après ostéo-intégration dans le cas d'implant enfoui.
- **Vissage du transfert d'empreinte** dans l'implant à l'aide d'un tournevis ancillaire (**Fig 13**)
- **Contrôle radiographique** de la position du transfert. (**Fig 14**)
- **Essayage du porte-empreinte**
- **Prise de l'empreinte** : celle-ci peut être réalisée en un ou deux temps. La tête du transfert n'est pas visible dans ce type d'empreinte.
- **Dévisage du transfert d'implant.**
- **Revissage de la vis de cicatrisation** le plus rapidement possible.
- **Solidarisation de l'analogue d'implant sur le transfert d'implant** hors de l'empreinte.
- **Repositionnement du couple transfert-analogue** dans l'empreinte (**Fig 17**)
- **Contrôle de la stabilité** du complexe transfert-analogue (**Fig 18**) (*Bert et Missika 2009*)

Cas clinique d'après (Bert et Missika 2009) :



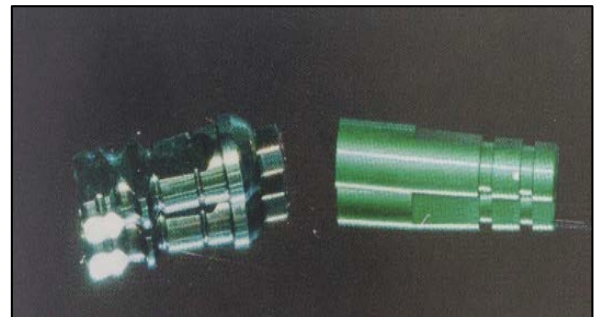
**Fig 13** : Transfert d'empreinte en bouche



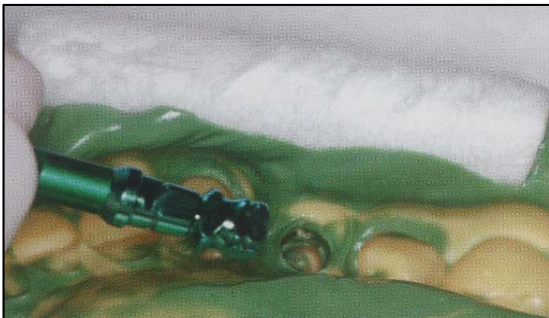
**Fig 14**: Contrôle radiographique



**Fig 15**: Empreinte au silicone, à ciel fermé



**Fig 16**: Transfert d'empreinte et analogue d'implant



**Fig 17**: Repérage du repositionnement du complexe analogue transfert



**Fig 18**: Analogue + transfert repositionné

## I.1.2. Empreinte optique

### I.1.2.1. Principe de l'empreinte optique

L'empreinte optique est définie par François Duret comme « une perturbation imposée à la lumière ». Selon lui, si nous sommes capables de mesurer cette perturbation, nous sommes donc capables de mesurer la forme de l'objet. En effet, c'est la surface de cet objet qui va créer la perturbation (*Duret et Pélissier 2016*).

L'empreinte optique est un procédé qui utilise une source lumineuse pour enregistrer de manière tridimensionnelle, grâce à une caméra intra-orale, l'arcade dentaire comprenant les dents, les tissus gingivaux et /ou les éléments implantaires.

Dans le cadre de l'implantologie, l'empreinte optique a pour but de capter et de retransmettre numériquement la position de l'implant en bouche ainsi que la position des autres dents et éléments prothétiques présents.

Le principe consiste à projeter un rayonnement incident (dont les caractéristiques sont connues : longueur d'onde, intensité, « couleur » du rayonnement, caractéristiques du milieu duquel il est émis) sur l'objet que l'on souhaite enregistrer.

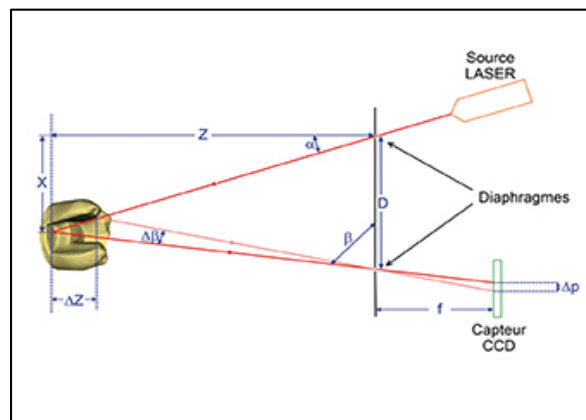
Il existe deux types de sources lumineuses :

- la lumière blanche (dite incohérente) qui sera émise par des LED dans les caméras optiques ;
- le laser (source lumineuse dite cohérente).

En CFAO (Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur), chaque système utilise une de ces deux sources lumineuses (*Descamp et al. 2016*).

L'objet éclairé par la source lumineuse va renvoyer une partie du rayonnement qu'il reçoit. Cette partie va être mesurée à l'aide d'une caméra photosensible et sera convertie, grâce à un logiciel, en informations numériques qui seront comparées au rayon incident. **(Fig 19)**

La reconstitution en 3 dimensions de l'objet lu par la caméra intra-orale sera analysée par l'ordinateur.



**Fig 19:** Illustration de la mesure optique. (CCD : *Charge-Coupled Device*)(Duminil 2014)

Il existe deux types de méthode de mesure de l'empreinte optique: la triangulation active et l'imagerie focale parallèle.

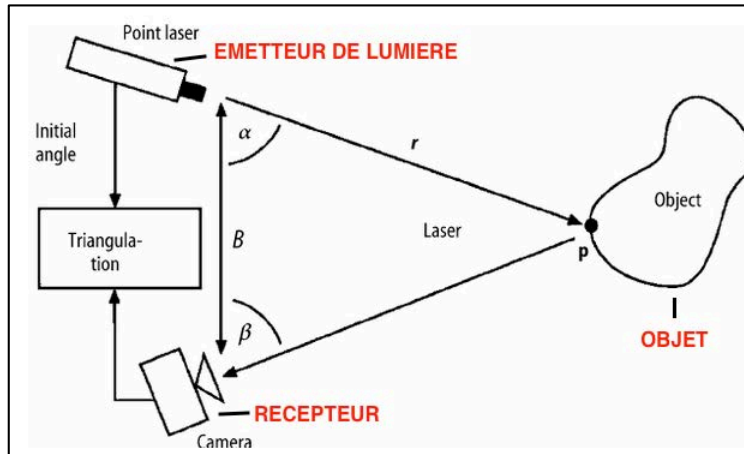
- Principe de la **triangulation active** : il est inspiré du principe de la vision binoculaire. Il repose sur la mise en place d'un récepteur (caméra), d'un émetteur (projecteur de lumière) et d'un objet, aux sommets d'un triangle dit épipolaire. **(Fig 20)**

Un plan étant défini par 3 points, la triangulation ramène un problème spatial (3D) à un problème de géométrie plane (2D).

Il est possible de projeter différentes formes : un point, une ligne ou un masque (ensemble de lignes parallèles noires et blanches) (Descamp et al. 2016).

La forme est donc projetée par l'émetteur et se déplace sur l'objet à enregistrer. Les coordonnées spatiales de la forme seront déterminées grâce à un logiciel de mesure de triangulation.

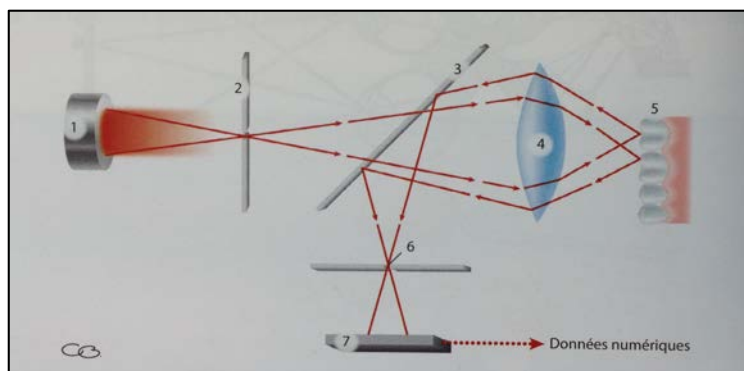
Il est possible d'augmenter le nombre de récepteurs et/ou d'émetteurs, ce qui permet d'augmenter la précision, la résolution et la rapidité de la captation des données. Cependant, cela augmente le coût et le temps de traitement des informations (Duret et Pélissier 2016).



**Fig 20:** Principe de la triangulation active. (ResearchGate 2016)

- **L'imagerie confocale parallèle** : cette technique se base sur le principe du microscope confocal décrit par Marvin Minsky (1953). La caméra émet une source lumineuse type laser qui va être concentrée à l'aide d'une lentille. La lumière vient balayer l'objet et est réfléchi. Cette lumière réfléchi va être reçue par un récepteur, devant lequel se trouve un petit trou, le sténopé (ce dernier agit comme un filtre et permet d'éliminer les signaux lumineux qui viennent d'autres plans). (**Fig 21**)

Cette technique permet d'obtenir des images nettes, qui sont dites *in focus*, à des profondeurs de champs sélectives (Descamp et al. 2016).



**Fig 21:** Schéma du principe de l'imagerie confocale parallèle. (1) source lumineuse laser (2) sténopé (3) miroir semi-transparent (4) lentille (5) objet à enregistrer. (Descamp et al. 2016)

Le matériel nécessaire pour réaliser une empreinte optique est donc :

- un **émetteur de lumière** (style laser ou LED) ;
- un **récepteur** associé à un convertisseur, qui permet de transformer les informations optiques en informations numériques ;
- un **système de traitement de l'image**.

Dans le cadre de l'implantologie, nous cherchons donc à enregistrer la position de l'implant parmi les tissus environnants. Lors d'une empreinte classique, nous utilisons des transferts d'implant afin de retransmettre la position de l'implant. Pour l'empreinte optique, des piliers de scannage sont mis en bouche sur les implants en lieu et place des transferts. Ces corps de scannages ou *scanbodies* sont donc numérisables et permettent ainsi de reproduire la position de l'implant (*Mahl et al. 2014*).

Il existe certains systèmes où les corps de scannage sont propres à la marque d'implant ou à la caméra utilisée. Par exemple, pour Sirona®, le corps de scannage est vissé dans l'implant et appelé TiBase, sur lequel un capuchon en plastique sera posé. Ce capuchon, en raison de son diamètre et de sa forme, fournit des informations sur l'implant sous-jacent (*Mahl et al. 2014*). Pour la marque d'implants Biomet 3i®, il est fourni soit une vis de cicatrisation scannable (vis Encode®) dont les indentations en surface donnent des informations sur la position de l'implant lors du scannage optique, soit on peut également utiliser des *scanbodies*.

Dans le cadre de la CFAO, l'empreinte optique décrite précédemment comprend donc deux étapes avant la phase d'usinage :

- le **captage** : c'est à dire l'enregistrement optique grâce à la caméra intra-orale ;
- la **modélisation en 3D** : c'est une étape d'infographie tridimensionnelle qui consiste à modéliser dans un logiciel un objet en 3D. Cette modélisation consiste en la fabrication des futures pièces prothétiques : conception du pilier implantaire et de la couronne par l'intermédiaire de cires de diagnostic proposées par le logiciel. La morphologie de la future couronne, les caractéristiques occlusales et les points de contact seront réglés lors de cette étape (*Bartala et Duret 2014*).

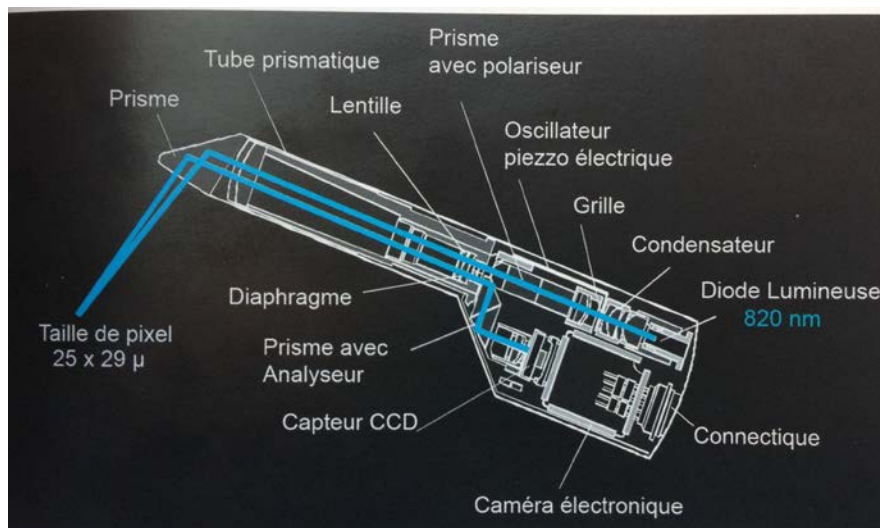
Après l'étape de captage on obtient donc la situation sub-gingivale de l'implant et l'étape de modélisation permettra de réaliser le prototype des futurs éléments prothétiques.

### I.1.2.2. Les différentes caméras

La caméra intra-orale (**Fig 22**) est un appareil complexe, également appelée scanner, qui va émettre une onde lumineuse et ensuite la recueillir après réflexion sur l'objet à enregistrer. Selon les caméras, il existe deux types de fonctionnement : soit elle va transformer l'onde lumineuse en une information numérique qui sera ensuite traitée par un ordinateur, soit elle enregistre et transmet les images à l'ordinateur qui aura le rôle de transformation et d'acquisition des données numériques (Descamp et al. 2016).

Les caméras possèdent deux modes de capture et d'enregistrement d'image :

- **l'acquisition « point and click »** : ce principe repose sur un enregistrement image par image, donc une succession d'images statiques 3D. Les images seront partiellement superposées entre elles pour recréer un ensemble (c'est le principe de corrélation).
- **l'acquisition « full motion »** : ce principe repose sur l'enregistrement en continu d'images, comme un film. L'opérateur va balayer les structures à l'aide d'une caméra à une vitesse déterminée et en respectant la profondeur de champ. Si ces caractéristiques ne sont pas respectées, un manque d'enregistrement est à craindre (Descamp et al. 2016).



**Fig 22** : Illustration d'une caméra intra-orale. (Descamp et al. 2016)

Un grand nombre de caméras intra-orales existent actuellement sur le marché. Ce travail va exposer les caméras actuelles les plus performantes et les plus utilisées.

➤ **Sirona® CEREC**

La société Sirona® propose le système CEREC, qui comprend des caméras intra-orales ainsi qu'une unité de CAO/FAO et une unité d'usinage. Deux caméras intra-orales sont actuellement proposées : la Bluecam (en 2010) et l'Omnacam (en 2012).

Le système CEREC est un système désormais ouvert : les données acquises par l'intermédiaire des caméras Bluecam et Omnacam peuvent être traitées par tout type d'usineuse ouverte (Sirona® 2016b). En effet, les fichiers peuvent être transférés sous format « .Stl » par l'intermédiaire du portail Sirona Connect®, gratuit pour le praticien, et le prothésiste devra acquérir le logiciel payant inLab®, permettant au prothésiste d'analyser les données. Cependant, dans le cadre de la CFAO directe il s'agit là d'un système fermé : seuls les fichiers envoyés à partir d'une caméra Sirona® (Bluecam ou Omnacam) peuvent être usinés avec l'usineuse CEREC.



### ❖ Bluecam

La camera Bluecam est composée d'une pièce à main reliée à l'unité de modélisation. Elle se tient comme un stylo, permettant une manipulation aisée. **(Fig 23)** Elle repose sur un support chauffant, évitant ainsi la présence de buée lors de la prise d'empreinte (Fages et al. 2011).

L'acquisition de l'image se fait par la technologie de la triangulation active, après l'application de poudre (oxyde de titane) sur les zones à scanner. Cette opération est opérateur dépendant et implique une manipulation supplémentaire avant la prise d'empreinte. La qualité de l'empreinte dépendra de la qualité d'application de la poudre (Fages et al. 2011).

La lumière émise est une lumière bleue à courte longueur d'onde (LED bleue) qui est émise par des diodes puissantes, et permet de prendre une série de clichés en 2D. Le logiciel regroupera l'ensemble des images, sélectionnera les meilleurs clichés et reconstituera un modèle 3D.

Le praticien déplace la caméra directement au contact des dents ou légèrement à distance (Cerec 2010).

La caméra possède un détecteur de mouvement intégré lui permettant de détecter le moment où la prise de vue sera la meilleure, à savoir quand l'image est totalement stable. De plus, la prise de clichés est rapide, évitant d'avoir une image floue.

La caméra pèse 270g.

Mise sur le marché à un prix de : 20 000€



**Fig 23:** Caméra Bluecam et chariot associé CEREC®. (Sirona® 2014)

### ❖ Omnicam

En 2012, Sirona met sur le marché sa nouvelle caméra associée au système CEREC. Elle possède la même prise en main stylo (**Fig 24**) que la Bluecam, mais avec un aspect plus épuré, les contours arrondis et un embout de scannage plus fin (Sirona® 2012b).

L'acquisition de l'image se fait pour l'Omnicam, grâce à la technologie de l'imagerie confocale parallèle, sans utilisation de poudre permettant ainsi un gain de temps, un confort pour le praticien et le patient, et une courbe d'apprentissage plus simple pour le praticien (Landwerlin et Fages 2014).

Il ne s'agit plus d'une succession d'images additionnées mais d'une vidéo 3D en couleurs prise par le praticien en même temps qu'il évolue le long de l'arcade à scanner. La caméra émet une lumière LED blanche.

Contrairement à la Bluecam, la caméra doit être tenue proche des surfaces dentaires mais pas au contact.

Le praticien peut arrêter son scannage et reprendre sans problème.

L'asepsie de la tête de la caméra se fait uniquement par une désinfection à l'aide de lingettes désinfectantes entre chaque patient.

La tête de la caméra est plus fine, et ses contours arrondis permettent de capturer aisément dans les secteurs postérieurs.

Elle pèse 313g, et est donc plus lourde que la précédente caméra de Sirona®.

Prix de la caméra : 45 000 € en leasing ; 36 000 € en location.



**Fig 24:** Caméra Omnicam et chariot associé CEREC®. (Sirona® 2012b)

➤ **3Shape® : Trios**

La marque 3Shape® commercialise sa caméra intra-orale Trios depuis 2012. Celle-ci possède un système de prise en main style pistolet permettant une bonne prise en main et une stabilité accrue, mais il est également possible de la trouver sous forme de prise en main stylo (*3Shape® 2016b*) (**Fig 25**). La caméra peut être livrée avec un cart, avec un pod ou bien intégrable à un unit dentaire (*3Shape® 2016a*). (**Fig 28**)



**Fig 25:** Caméras intra-orales Trios avec prise en main pistolet et prise en main stylo. (*3Shape® 2016c*)

L'acquisition de l'image se fait sans application de poudre, permettant là aussi un gain de temps pour le praticien et un confort pour le praticien et le patient.

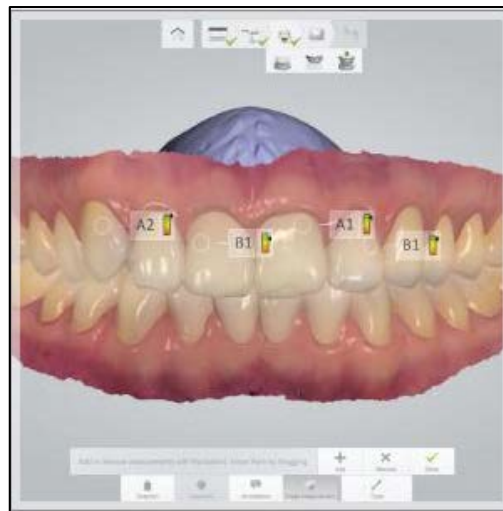
Il s'agit de la succession d'une prise de photos, plus de 3000 images 2D/seconde, se basant sur la technologie du « sectionnement optique ultra rapide <sup>TM</sup> ». Le logiciel formera un modèle 3D qui sera composé jusqu'à 1000 images (*3Shape® 2016b*). Le scan *Realcolors* permet d'obtenir une image de qualité avec des couleurs naturelles, facilitant ainsi le dialogue avec le patient (*3Shape® 2016c*). La Trios présente un balayage rapide et performant. Ce dernier se fait directement au contact des dents ou légèrement à distance (*3Shape® 2016b*). Afin de faciliter le scannage, l'embout est réversible pour scanner facilement les arcades mandibulaire ou maxillaire sans avoir à changer sa position de travail (*Cazier et Moussaly 2013*) (**Fig 26**).



**Fig 26 :** Photos de l'empreinte optique de l'arcade mandibulaire, maxillaire et du changement de position de l'embout de la caméra. (*3 Shape® 2017*)

Lorsqu'une zone a été mal scannée, il est possible de réenregistrer uniquement la partie concernée. Il n'est pas nécessaire de refaire l'intégralité du scannage.

La Trios est une des seules caméras actuellement à pouvoir prendre une teinte immédiatement et des photos instantanées en haute définition (*Landwerlin et Berruet 2015*). **(Fig 27)**



**Fig 27:** Photo d'un exemple de prise en teinte automatique réalisée avec la caméra Trios (*BNext 2017*)

L'asepsie de la caméra est assurée grâce aux embouts autoclavables (*3Shape® 2016b*). Cependant, le nombre de cycles de stérilisations étant limité, il faut donc considérer les embouts comme du matériel consommable également (*Cazier et Moussaly 2013*).

Contrairement au système CEREC, la caméra et l'unité de 3Shape® sont un système ouvert grâce à l'utilisation de fichier type « .Stl ». L'envoi des données est gratuit et illimité et peut être fait vers toutes les usineuses équipées de 3Shape® ou de n'importe quel système ouvert (*3Shape® 2016c*).

La caméra Trios est particulièrement adaptée pour la prise d'empreinte sur implant. En effet, les piliers de scannages sont homologués pour Trios et stérilisables. Ils prennent en charge une vaste gamme d'implants. Il est également possible d'ajouter une prise de vue de l'émergence des tissus mous.

La caméra pèse 758g.

Elle est actuellement mise sur le marché au prix de 49 990€.



**Fig 28:** Caméra intra-orale TRIOS en cart et en pod. (Henry Schein® 2017) (3Shape® 2016c)

➤ **3M ESPE® : 3M True definition scanner**

3M ESPE® a mis sur le marché pendant longtemps la caméra Lava COS. Aujourd'hui, cette dernière n'est plus en vente et remplacée par le scanner 3M True definition scanner.

Ce tout nouveau scanner est très maniable grâce à sa caméra prise en main type stylo et sa petite taille (**Fig 29**) La caméra, sans le fil, pèse 200g.

L'acquisition de l'image se fait après application légère de poudre. D'après certains auteurs, la poudre permettrait de pouvoir rendre l'ensemble des surfaces homogènes et donc de pouvoir tout enregistrer malgré la brillance de certaines surfaces dentaires ou métalliques (*3M Espe® 2015*). Cependant, l'application de cette poudre apparaît aujourd'hui plutôt comme contraignante. Il est possible d'obtenir un bon enregistrement sans l'application préalable de poudre, comme pour les autres caméras intra-orales (*Cazier et Moussaly 2013*). C'est un système *full motion*, possédant 3 capteurs qui enregistrent 20 images 3D/seconde (*3M Espe® 2013*).

Lors du balayage, la caméra doit se tenir à une distance de 3 à 17mm des surfaces à enregistrer. Afin de garder la bonne distance, une cible ainsi qu'un rond de couleur apparaissent sur l'écran pour aider le praticien à bien positionner la caméra (*3M Espe® 2016*).

L'écran du poste est inclinable à 180 degrés afin de pouvoir s'adapter à la position de travail du praticien (*3M Espe® 2013*).

Les données enregistrées sont au format « .Stl », système ouvert, permettant donc de les envoyer vers toutes les usineuses ouvertes.

L'envoi des fichiers ainsi que le stockage des données se fait de manière illimitée à condition d'avoir la licence d'utilisation/abonnement mensuel au coût de 249€TTC/mois (*3M Espe® 2015*).

La caméra avec le poste est actuellement mise sur le marché au prix de 20 400€ TTC (*3M Espe® 2015*).



**Fig 29:** Poste et caméra intra orale 3M TRUE DEFINITION SCANNER®. (3M Espe® 2013)

➤ **Cadent® : iTero Element**

Cadent® commercialise l'ensemble iTero et depuis 2015 iTero Element, une évolution de l'ancienne version.

iTero Element, se base sur le principe de l'imagerie confocale parallèle. C'est un système sans poudrage permettant une nouvelle fois un gain de temps et de confort.

Cette nouvelle caméra présente une vitesse de scannage 20 fois plus rapide que le scanner iTero actuel, ainsi qu'une visualisation 3D offrant une meilleure communication avec le patient au fauteuil. L'iTero Element est un système « *in-motion* », c'est à dire qu'il n'est pas nécessaire de cliquer pour prendre une image, mais c'est un scannage en continu style vidéo (Cadent® 2015). La prise est de 6000 images par seconde contre 800 pour l'iTero actuel.

Le scannage se fait directement au contact des dents, permettant un scannage stable et confortable pour le praticien (Straumann® 2011).

La prise en main de la caméra est particulière, paume vers le haut (**Fig 30**).



**Fig 30:** Photo de la prise en main de la caméra iTero Element. (Straumann® 2011)

Tout comme la caméra Trios de 3Shape®, cette nouvelle caméra permet d'obtenir un modèle en 3D, très réaliste grâce au scannage en couleur. Avec son écran tactile, il est aisé de manipuler l'unit pour vérifier les étapes du scannage et réaliser les étapes de modélisation (Cadent® 2015).

La nouvelle caméra est plus légère et possède un système de désembuage instantané.

Les embouts de scannage sont recouverts d'une gaine à usage unique assurant l'asepsie (Straumann® 2011).

Elle pèse 470g (Align Technology 2016).

Actuellement mise sur le marché au prix de : 25 000€



**Fig 31:** Poste et caméra intra-orale iTero Element avec et sans support fixe. (Cadent® 2016)



### ➤ **Planmeca® : Planscan**

Planmeca® met sur le marché sa caméra intra-orale Planscan depuis 2013.

Cette caméra, intégrable très facilement aux unités Planmeca®, fonctionne elle aussi sans application de poudre, permettant encore un gain de temps et un confort. La prise en main est de type stylo. **(Fig 32)**

L'acquisition de l'image se fait selon le système de vidéo *in motion* permettant d'enregistrer 10 images 3D/secondes (*Planmeca® 2016a*).

On obtient un scannage avec différents niveaux de gris, et grâce à un nouvel embout, on peut obtenir un scannage en couleur.

Les fichiers obtenus sont enregistrés sous format « .Stl » permettant l'envoi vers toutes les usines ouvertes.

Contrairement aux autres caméras, cette dernière n'est pas reliée à un poste. Elle peut être soit reliée à un ordinateur portable soit intégrée directement à l'unité muni d'une tablette numérique tactile **(Fig 32)**.

C'est la seule caméra intra-orale à avoir une commande au pied, sans fil, permettant de se concentrer uniquement sur le scannage (*Planmeca® 2016b*).

Les embouts de scannage sont disponibles en trois tailles différentes. Ils sont amovibles, stérilisables et autoclavables permettant une bonne asepsie (*Planmeca® 2016a*).

Le nouvel embout de scannage en couleur n'existe qu'en une seule taille.

Ils possèdent un système actif de désembuage.

Elle pèse : 516g

Actuellement mise sur le marché au prix de : 25 000€



**Fig 32:** Caméra intra-orale Planscan seule et intégrée à l'unit dentaire Planmeca® (Planmeca® 2016a)

➤ **Biotech dental® : Condorscan**

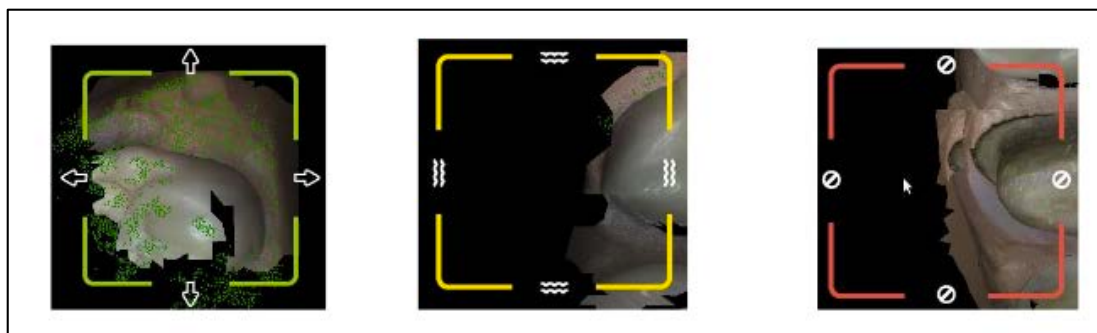
La caméra Condorscan est commercialisée par Biotech dental® depuis 2014.

Cette caméra intra-orale, facile à manier par sa prise stylo et sa petite taille, s'utilise sans poudrage préalable. **(Fig 34)**

L'acquisition de l'image se fait par l'intermédiaire de deux lentilles à LED intégrées ainsi que d'un système de lumière bleue qui permettent de prendre une vidéo de l'arcade dentaire.

On obtient une image 3D et en couleur de ce qui a été scanné, donnant la possibilité de bien visualiser les différents tissus dentaires et muqueux.

La caméra doit être placée à distance pendant le balayage (12-18mm des structures dentaires/implantaires.). Lors du scannage, un code couleur est présent pour aider le praticien à s'assurer de la bonne distance **(Fig 33)**.



**Fig 33:** Code couleur pour indiquer l'état de l'acquisition (vert: ok, jaune: risque de perdre le captage, rouge: captage perdu). (Biotech Dental® 2016c)

L'envoi de fichiers est en système ouvert, au format « .Stl » : il est donc compatible avec tous les logiciels de conception ouverts ou de planification.

La caméra est fournie sans poste, comme la Planscan de Planmeca®. Néanmoins, elle est livrée avec un ordinateur auquel la caméra est reliée via port USB 3 (Biotech Dental® 2016b). Grâce à sa petite taille elle peut s'intégrer à l'unit dentaire au même titre qu'un contre-angle (Biotech Dental® 2016b).

L'asepsie de la caméra s'effectue uniquement par l'intermédiaire de lingettes désinfectantes (Biotech Dental® 2016b).

La caméra pèse 110g. (Biotech Dental® 2016c)

Actuellement mise sur le marché au prix de 19 990€.



**Fig 34:** Caméra Condorscan reliée par USB 3 à l'ordinateur fourni.  
(Biotech Dental® 2016a)

### I.1.3. Tableau comparatif

	OMNICAM	BLUECAM	TRIOS	3M True définition sanner	ITERO Element	PLANSKAN	CONDORSCAN
Marque	Sirona®	Sirona®	3 Shape®	3M ESPE®	CADENT®	PLANMECA®	Biotech Dental®
Commercialisation	2012	2010	2012	2013	2015	2013	2014
Poudrage	Non	Oui	Non	Oui léger	Non	Non	Non
Type d'imagerie	Imagerie confocale parallèle	Triangulation active	Imagerie confocale parallèle	Triangulation active	Imagerie confocale parallèle	Triangulation active	Acquisition stéréoscopique
3D	Oui	Clichés en 2D	Clichés en 2D	Oui	Oui	Oui	Oui
Couleurs	Oui	Gris	Oui	Gris	Oui	Oui + niveau de gris	Oui
Ecran tactile	Non	Non	Oui	Oui	Oui	Oui	Non
Système ouvert/fermé	Ouvert et Fermé pour CFAO directe	Ouvert, et Fermé pour CFAO directe	Ouvert	Ouvert	Ouvert	Ouvert	Ouvert
Prise de vue	Vidéo	Photos	Photos	Vidéo	Vidéo	Vidéo	Vidéo
Asepsie embouts	Embouts non stérilisables. Lingettes désinfectantes	Embouts non stérilisables. Lingettes désinfectantes	Embouts stérilisables et autoclavables	Lingettes + solutions de stérilisation	Gaine de protection à usage unique : 50€	Embouts stérilisables autoclavables. 3 tailles différentes	Embouts non stérilisables. Lingettes désinfectantes
Désembuage	Chauffage externe	Chauffage externe	Chauffage interne	Echauffement grace au fonctionnement de la pièce	Syst de désembuage instantané	Syst actif dans la caméra	NC
Balayage	A distance des dents : 0-15mm	Au contact ou à distance des dents	Au contact ou à distance des dents	A distance des dents : 3-17mm	Au contact des dents	Au contact des dents	A distance des dents : 12-18mm
Usineuses	Cerec	Cerec	Usineuses ouvertes	Usineuses ouvertes	Usineuses ouvertes	Usineuses ouvertes	Usineuses ouvertes
Envoi des fichiers illimité	Oui	NC	Oui	Oui avec forfait 249€/TTC/mois	NC	Abonnement au cloud 19€/mois	NC
Prise en air	Stylo	Stylo	Stylo ou pistolet	Stylo	Paume vers le haut	Stylo	Stylo
Intégrable à 'unit	Non	Non	Oui	Non	Non	Oui Planmeca®	Oui
Taille embout intra-buccal	16x16mm	21x19mm	23x18mm	10x13,5mm	18x14mm	15x20mm 12,7x9,2mm 12,5x11,8mm	17x17mm
Poids	313g	270g	758g	200g sans fil	470g	516g	110g
Prix	45 000€ leasing ; 36 000€ location	20 000 €	48 900 €	20 400 €	25 000 €	25 000 €	19 990 €

Tab 1: Tableau récapitulatif des différentes caméras et leurs caractéristiques. (NC : non communiqué)

## I.2. CFAO : Conception et fabrication assistée par ordinateur

### I.2.1. Principe CFAO

La CFAO (Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur) ou CAD-CAM (Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing) en anglais, présente depuis le 20<sup>ème</sup> siècle dans notre profession, connaît un réel essor ces dernières années. Le Pr François DURET, pionner de la CFAO, dépose dans les années 1970, une thèse intitulée « L’empreinte optique » dans laquelle il expliquait les grands principes de la CFAO dentaire. Ces travaux ont mené à la présentation, dans les années 1980, du premier pré-prototype d’un appareil de CFAO dentaire, aux entretiens de Garancière.

Cette technique a pris place dans l’univers de la dentisterie et apparaît aujourd’hui comme incontournable. La miniaturisation des machines à commandes numériques par les fabricants entraîne une utilisation plus aisée, une autonomie et une liberté de fabrication pour ceux qui le désirent, permettant ainsi l’usinage au sein même du cabinet dentaire (*Mahiat 2011*).

La CFAO est une technologie qui met en œuvre 4 étapes :

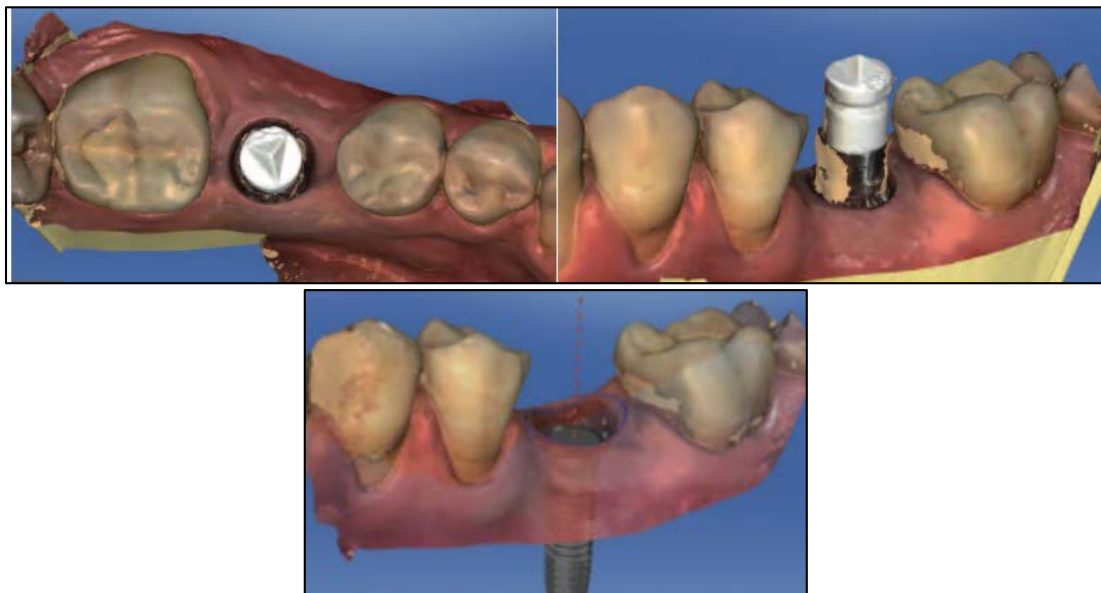
- la **numérisation** des informations via une empreinte optique ou traditionnelle;
- la **réalisation de modèles** de travail virtuels;
- la **conception** du/des éléments de restauration;
- la **fabrication** automatisée avec un matériau adapté.

La numérisation des informations se fait par l’intermédiaire d’une empreinte optique, directement réalisée en bouche ou à partir d’un modèle de travail obtenu grâce à une empreinte physico-chimique. Les informations enregistrées grâce aux caméras sont converties en informations numériques directement par la caméra ou par le logiciel relié à la caméra. L’empreinte optique est un procédé qui génère un maillage de points reliés entre eux (polygone) afin de constituer une modélisation 3D par triangulation. Le fichier de polygone est dit fichier STL (*Standard Tessellation Language*) qui sera importé dans le logiciel de CAO (Conception Assistée par Ordinateur). (*CNIFPD 2009*)

L'étape de réalisation de modèles de travail virtuels et la CAO se font grâce à un logiciel.

En effet, une fois le scannage effectué, nous obtenons la réplique en 3D de l'arcade ciblée, de son antagoniste, ainsi que d'une vue en occlusion. A partir de cela, le praticien (CFAO directe) ou le prothésiste (CFAO semi-directe, indirecte) réalisent la modélisation de la future pièce prothétique.

Dans le cadre de l'implantologie, on obtient un modèle virtuel avec la place de l'implant et l'émergence des tissus péri-implantaires. Ce modèle servira à la conception des pièces prothétiques comme le pilier implantaire et la future prothèse. **(Fig 35)**



**Fig 35:** Photo du maître modèle en vue occlusale, vestibulaire et avec la position calculée de l'implant. (Goyet et al. 2015)

Le pilier implantaire peut être directement fourni au prothésiste, par le praticien ou en les récupérant auprès du fournisseur, et il se contentera donc de modéliser la future prothèse, ou alors le prothésiste modélise les deux pièces et les usinera par FAO (Fabrication Assistée par Ordinateur).

La modélisation du pilier implantaire et de la future couronne est semblable à une modélisation sur dent naturelle: vérification des axes d'émergence, préparation du pilier pour optimiser l'insertion, préparation de la morphologie de la couronne, vérification de l'occlusion, des points de contact... mais le tout sans modèle physique.

Ensuite, l'étape d'usinage de la pièce prothétique a lieu grâce à une usineuse. C'est un équipement mécanique qui est destiné à réaliser un usinage avec une précision et une puissance adaptées. Cette machine est un moyen de production qui est destiné à maintenir un outil fixe, mobile ou tournant, et à lui donner un mouvement afin d'usiner une pièce.

L'usinage peut se faire :

- par **addition** : empilement de couches successives de matériau ;
- par **soustraction** : fraisage dans un bloc de matériau.

La technique par addition n'est pas envisageable dans le cadre de l'usinage de pièces prothétiques. Il existe actuellement plus d'une vingtaine d'usineuses par soustraction sur le marché (*Landwerlin 2011*).

## I.2.2. Différentes CFAO

### I.2.2.1. Directe

Dans la CFAO directe, toutes les étapes sont réalisées au sein même du cabinet, en une seule séance clinique. Tout d'abord la numérisation est réalisée directement en bouche grâce à une caméra intra-orale. Sur l'unité d'acquisition, un logiciel de CAO permet la conception de la restauration envisagée sur les modèles virtuels qui sont issus de l'empreinte optique.

Une fois ces étapes de réalisation de modèles virtuels et de conception effectuées, il faut fabriquer la prothèse.

Du fait de la réalisation en une séance, nécessaire à cette technique directe, il faut choisir l'usinage à froid d'une machine-outil à commande numérique, de faible encombrement et avec un fonctionnement rapide (*Bartala et Duret 2014*).

Aujourd'hui, la marque Sirona® commercialise le système CEREC qui comprend une unité d'acquisition comportant une caméra intra-buccale, un logiciel de traitement des informations, un logiciel de CAO et un logiciel de commande numérique. (**Fig 36**) Le tout permettant de commander une machine-outil par une liaison DECT (*Digital Enhanced Cordless Telecommunications*) qui est une télécommunication sans fil numérique ou par une liaison WIFI (*Bartala et Duret 2014*).

Dans le cadre de la CFAO directe, c'est au praticien de faire le travail de conception du futur projet prothétique sur ordinateur. Cela représente donc un travail supplémentaire pour le praticien.



**Fig 36:** Ensemble caméra intra-orale Omnicam, chariot et machine-outil CEREC® (*Henry Schein® 2016*)



### 1.2.2.2. Semi-directe

La CFAO semi-directe consiste en la réalisation au cabinet d'une empreinte optique intra-orale enregistrée par le praticien et envoyée par internet au laboratoire de prothèse ou à un centre d'usinage.

Les étapes de modélisation et de fabrication sont réalisées par le prothésiste.

### 1.2.2.3. Indirecte

Cette technique indirecte consiste en la prise d'une empreinte physico-chimique classique au cabinet de l'arcade à restaurer ainsi que de l'antagoniste. Ces empreintes sont ensuite coulées en plâtre par le prothésiste et vont être scannées pour obtenir une modélisation en 3 dimensions de ces modèles. **(Fig 37)** (Landwerlin 2011)

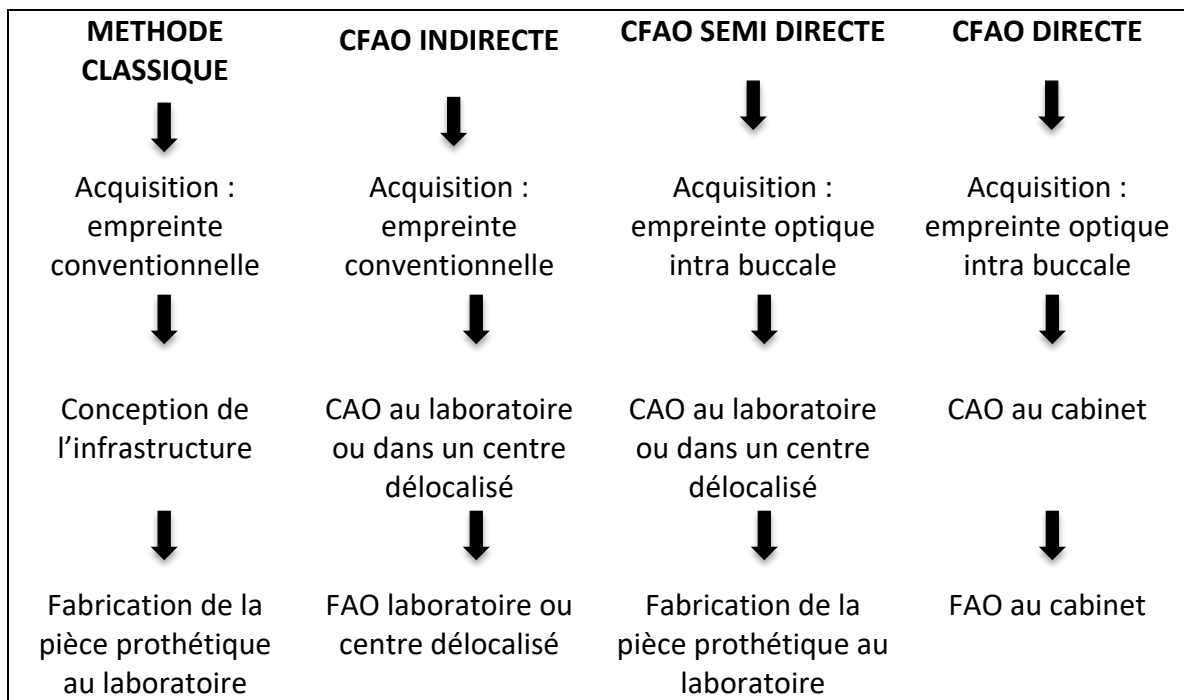


**Fig 37:** Scanner de laboratoire pour modèles en plâtre, marque SIRONA® (Sirona® 2016a)

Un scannage des modèles en plâtre mis en occlusion est également réalisé afin d'obtenir une modélisation de la relation intermaxillaire.

La conception de la prothèse peut ensuite être effectuée par l'intermédiaire du logiciel puis la prothèse est usinée.

Cette technique peut être préférée par le praticien lorsqu'il fait face à un problème anatomique entraînant l'impossibilité d'un scannage intra-oral, comme la limitation d'ouverture buccale pour des restaurations postérieures (Landwerlin 2011).



**Fig 38:** Tableau comparatif entre les différentes méthodes de CFAO et la méthode classique.

*(Bartala et Duret 2014)*

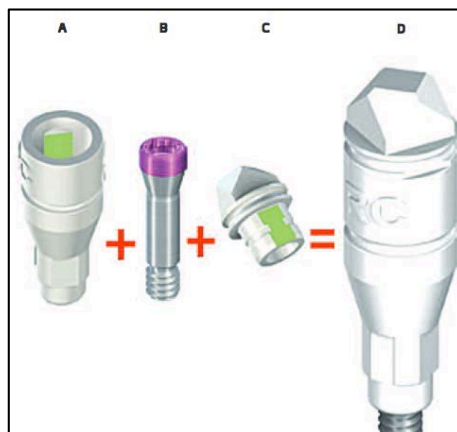
## II. Limites intrinsèques au système de l’empreinte optique et de la CFAO.

### II.1.Installation avant prise de l’empreinte optique

#### II.1.1. Problèmes liés à l’utilisation du *scanbody*

Le dispositif de transfert numérique est un élément essentiel afin de réaliser une empreinte optique supra implantaire. Il remplace le transfert d’empreinte utilisé dans le cas d’empreintes conventionnelles.

Il existe de très nombreux transferts numériques en fonction des différentes marques d’implants, qui peuvent exister en 1 ou 2 parties. Ceux en 2 parties sont constitués d’un pilier de scannage, qui peut être vissé ou clipsé dans l’implant et un corps de référence appelé *scanbody*. (Fig 39)



**Fig 39** : Composition du dispositif de scannage numérique de la marque Straumann®; (A) pilier de scannage (B) vis (C) *scanbody* (D) système complet. (Goyet et al. 2015)

##### II.1.1.1. Mise en place/axe implantaire

Dans le cas d’un **implant unitaire posé entre deux dents avec un espace étroit**, lors de la mise en place du *scanbody*, un problème d’interférences avec les dents adjacentes peut survenir. Il sera donc difficile de capter avec la caméra l’intégralité du *scanbody*, ce qui peut entraîner une mauvaise transmission de l’information de la position de l’implant sous-jacent.

Lorsqu'on rencontre des **implants voisins avec une certaine convergence**, un problème d'interférences peut également se poser au moment du positionnement des *scanbody*.

En effet, si deux *scanbody* se touchent, il sera délicat de pouvoir prendre l'empreinte optique de manière convenable et de transmettre la bonne position de l'implant sous-jacent (*Goyet et al. 2015*).

Cependant, les caméras optiques permettent de figer l'image ; il est donc possible de prendre l'empreinte d'un premier *scanbody*, figer l'image, puis mettre en place le second et reprendre le scannage.

Néanmoins, cela entraîne des manipulations supplémentaires, augmentant la durée de la prise d'empreinte et le risque de collapsus des tissus mous : en effet, si le praticien enlève les vis de cicatrisation et ne met pas le *scanbody*, le temps de réaliser le scannage de l'autre implant, les tissus mous risquent de se rétracter.

De plus, certains *scanbody* ont une **hauteur assez importante**, imposant donc au patient une ouverture buccale de grande amplitude si l'on veut effectuer le scannage dans de bonnes conditions, sans interférence avec les *scanbody* ou l'arcade antagoniste.

#### II.1.1.2. Asepsie

Les transferts d'empreinte numériques peuvent exister sous différentes formes en fonction des marques d'implants. Pour la plupart ils sont réutilisables, la question de l'asepsie et de leur désinfection-stérilisation est donc à prendre en compte.

On trouve différents types de présentation :

- transfert d'empreinte numérique en **matière plastique à usage unique** emballé dans des **sachets non stériles**. La désinfection s'effectue donc à l'aide d'une solution type chlorexidine, alcool ou povidone iodée.

- transfert d'empreinte numérique à **usage unique** emballé dans des **sachets stériles**. Aucune désinfection n'est donc nécessaire.

- transfert d'empreinte numérique avec le **pilier en métal, stérilisable**, et le corps de scannage en **matière plastique, à usage unique** (*Goyet et al. 2015*).

Afin d'assurer l'asepsie, l'achat des transferts en plastique à usage unique impose un coût. De plus, les piliers en métal finissent par s'user après un certain nombre de cycles de stérilisation et devront donc être remplacés.

#### II.1.1.3. Problèmes muqueux

Lorsque l'on doit enregistrer l'émergence des tissus mous, il est nécessaire de réaliser rapidement le scannage après dévissage de la vis de cicatrisation pour éviter le collapsus des tissus mous. Cependant, dans le cas des caméras intra-orales nécessitant un poudrage préalable (3M True Definition Scanner® ou Bluecam® par exemple), le temps d'application de la poudre entraîne un risque plus important de collapsus des tissus mous. L'application de poudre étant opérateur-dépendant, le temps d'exposition du feston gingival sans vis de cicatrisation sera donc plus ou moins important.

## **II.2. Limites dues à la caméra**

Comme il a été décrit précédemment, de nombreuses caméras sont actuellement présentes sur le marché. Chacune d'entre elles nécessitera une courbe d'apprentissage de la part du praticien, plus ou moins longue en fonction des capacités d'adaptation de ce dernier. Il devra se former à la gestuelle propre à la caméra ainsi qu'aux exigences que cette technologie requiert.

### **II.2.1. Généralités**

#### II.2.1.1 Ergonomie

L'ergonomie des caméras prend en compte le poids, la taille, la prise en main de la caméra, mais également la taille de l'embout intra buccal.

Il existe un grand nombre de caméras avec chacune ses spécificités concernant ces différents critères.

On observe les caméras que l'on peut tenir comme des stylos (Bluecam®, Omnicam®, Trios®, 3M true definition scanner®, Condorscan®, Planscan®), un pistolet (Trios®), ou encore paume vers le haut (iTero Element®). La prise en main stylo paraît être la plus intuitive, tout en nécessitant néanmoins de bons points d'appuis, tandis que la prise en main paume vers le haut est plus délicate à adopter.

Hormis la prise en main de la caméra, il est important de prendre en compte le poids de cette dernière ainsi que la tension effectuée par le fil. Le poids des caméras varie de 758g pour la caméra Trios de 3Shape® à 110g pour la Condorscan de Biotech Dental®. Un poids trop important pourra être ressenti par le praticien comme un facteur de fatigue, entraînant une moins bonne stabilité et pourra donc engendrer un flou cinétique (Cazier et Moussaly 2013). Néanmoins, une caméra avec un poids trop faible pourra aussi être la cause d'une stabilité moindre et d'une moins bonne précision (Cazier et Moussaly 2013).

La taille de la caméra est un facteur important à prendre en compte. En effet, le confort de l'empreinte optique est mis en avant, par l'absence de pâte pouvant provoquer un réflexe nauséux (Mai Lan Tran et Cannas 2015). Cependant, une taille trop imposante du dispositif de caméra peut paraître tout aussi encombrante pour le patient (Cazier et Moussaly 2013).

#### II.2.1.2. Asepsie

Comme décrit dans la première partie, l'asepsie des caméras est assurée de manière différente en fonction des modèles.

Pour certaines, l'asepsie passe uniquement par l'intermédiaire d'une désinfection de la tête de la caméra à l'aide de lingettes désinfectantes (Bluecam®, Omnicam®, 3M True definition scanner®, Condorscan®), pour d'autres, les embouts intra-oraux sont détachables de la caméra et peuvent être stérilisés (Trios®). Enfin, comme la caméra iTero Element®, les embouts sont à usage unique (Cazier et Moussaly 2013).

– Certaines caméras possèdent des **embouts autoclavables** : cette situation est idéale pour l'asepsie, car n'entraîne aucun risque de contamination entre les différents patients. Cependant, cela impose un stock suffisant pour permettre un roulement en cas de plusieurs prises d'empreintes journalières. A noter que ces embouts ont un nombre de cycles de stérilisation limité, et devront être considérés comme du matériel consommable (Chouraqui et Moussaly 2015).

– Certaines caméras possèdent des **gaines de protection à usage unique** : cette situation est également idéale d'un point de vue de l'asepsie, cependant, cela entraîne un coût supplémentaire pour le praticien.

– Certaines caméras n'ont **pas de tête amovible** : l'asepsie est donc réalisée grâce à une désinfection à l'aide de solution ou de lingettes désinfectantes.

Dans le cadre de l'exercice dentaire, les pathologies rencontrées peuvent-être le VIH, l'herpès (HSV) et les hépatites (HAV, HBV, HCV). La question se pose alors de l'efficacité de cette désinfection face à ces pathologies plus ou moins résistantes.

Ces pathologies présentent une durée de vie hors du corps humain, des moyens de transmission et d'élimination différents Ces critères sont regroupés dans le tableau ci-après.

**(Tab 2).**

Le champ d'action des caméras intra-orales amène à les considérer comme des instruments médicaux. Ces instruments sont classés en 3 catégories en fonction de leur risque infectieux, d'après la classification de Spaulding.

On retrouve l'instrumentation dite :

- **critique** : en contact avec les tissus dentaires après infraction dans la dent ;
- **semi-critique** : en contact avec la muqueuse buccale et la salive ;
- **non critique** : en contact avec la peau intacte du patient. (*Richaud-Morel et al. 2011*)

Les caméras intra-orales rentrent donc dans la catégorie d'instrumentation semi-critique. Ces instruments doivent être à usage unique, stérilisés après chaque utilisation ou à défaut être désinfectés grâce à une désinfection de niveau intermédiaire (désinfection à froid) (*Richaud-Morel et al. 2011*).

La désinfection des caméras n'ayant pas d'embout amovible passe donc par l'emploi de lingettes désinfectantes après chaque utilisation.

	Durée de vie hors bouche	Transmission	Elimination, inactivation
HAV	Très résistant en dehors de la bouche	Exceptionnelle par voie sanguine (rares cas d'AES)	- chauffage 100° pendant 5 min - passage à l'autoclave (120° pendant 20 min) - contact avec le chlore (2-2,5g/mL pendant 15min) ou avec l'iode - Clorexidine inactive et alcool peu d'effet <sup>1</sup>
HBV	- Résiste sur une surface pendant au moins 7 j à 25°.  - Stable à 37° pendant 60min.	<u>Transmission</u> : - sang - salive et autres liquides biologiques - piqures - exposition sur peau ou muqueuse lésée - morsure	<u>Inactivation</u> par désinfectant : - hypochlorite de Na (5000ppm de chlore), - éthanol à 70° - glutaraldéhyde à 2 % - formaldéhyde. <u>Détruit</u> à une température ≥ 60°C pendant 10 heures Les UV ne détruisent pas le virus <sup>2</sup>
HCV	Survit plusieurs semaines à l'extérieur de l'hôte sur du sang séché	<u>Se retrouve dans</u> : - sang - salive	<u>Inactivation</u> par désinfectant: - hypochlorite de sodium 1 % - éthanol 70 % - glutaraldéhyde à 2 %, - formaldéhyde <sup>3</sup>
HIV	C'est un virus fragile	<u>Transmission</u> : - peau lésée, - effraction cutanée - projection oculaire <u>Se retrouve dans</u> : - sang - salive.	<u>Inactivation</u> par la chaleur 56° pendant 30min <u>Sensibilité</u> aux désinfectants : hypochlorite de sodium, alcool, dérivés iodés. <sup>4</sup>
HSV	- Survit pendant de brèves périodes en dehors de l'hôte.  - Peut survivre sur des surfaces inanimées sèches de quelques heures à 8 semaines.	<u>Transmission</u> : par contact direct avec : - les sécrétions - les muqueuses infectées - les lésions cutanées d'un patient asymptomatique ou symptomatique	<u>Inactivation</u> par : - exposition à un pH < 4, - des températures >56 °C pendant 30 min, - étape de pasteurisation (à 60°C pendant 10 h) - une exposition de 4 minutes à des microondes <sup>5</sup>

**Tab 2:** Caractéristiques des différents virus régulièrement rencontrés dans l'exercice d'un chirurgien-dentiste (1 : d'après (Chardin et al. 2006), (INRS 2015) ; 2 : d'après (INRS 2016a) ; 3 : d'après (INRS 2016b) ; 4 d'après (INRS 2016c) ; 5 d'après (Public Health Agency of Canada 2011))



L'efficacité de ces lingettes désinfectantes-détergentes sont jugées suffisantes dans le cas d'instrumentation semi-critique protégée par une gaine, ce qui n'est pas le cas des caméras intra-orales (*Baron et al. 2013*). Les lingettes utilisées doivent avoir en plus une activité virucide, ce qui n'est pas le cas de toutes les lingettes désinfectantes utilisées en général dans les cabinets dentaires. En effet, certains praticiens achètent des lingettes désinfectantes que l'on trouve dans le commerce à des fins de désinfections domestiques. De plus, cette désinfection est opérateur-dépendant. En effet, le temps de contact (au mieux de quelques minutes) et l'application sont des éléments importants qui dépendront de l'assiduité de la personne assurant l'asepsie des caméras. (*Baron et al. 2013*)

Les caméras ne présentant donc pas de tête amovible et dont la désinfection s'effectue à l'aide de lingettes, comme la Bluecam et Omnicam de Sirona®, la 3M True Definition Scanner de chez 3M Espe®, la Condorscan de Biotech Dental®, restent à risque d'un point de vue de la transmission de maladies infectieuses. L'utilisation de lingettes désinfectantes ne reste pas assez suffisante pour l'élimination des virus et bactéries susceptibles d'être retrouvés dans la sphère orale, car ces lingettes sont efficaces pour des dispositifs non critiques ou bien semi-critiques recouverts par une gaine protectrice à usage unique. (*Fabry 2015*)

De plus, après la désinfection à l'aide de lingettes, il est important de bien nettoyer la tête de la caméra afin d'enlever toutes les éventuelles traces de désinfectant qui pourraient rester sur la fenêtre de prise de vue et donc diminuer la précision du scannage (*Chouraqui et Moussaly 2015*).

## II.2.2. Environnement buccal

### II.2.2.1. Salive et sang

Il est impératif de prendre une empreinte optique dans un milieu exempt de salive ou de sang sinon le scannage risque d'être interrompue. En effet, la présence de sang ou de salive sera enregistrée par la caméra et le résultat prothétique final sera alors compromis. (*Soenen et al. 2015*). Effectivement, la présence de sang dans le sulcus peut empêcher de bien scanner le feston gingival : cela risque de fausser le profil d'émergence et donc compromettre l'esthétique de l'émergence de la future prothèse.

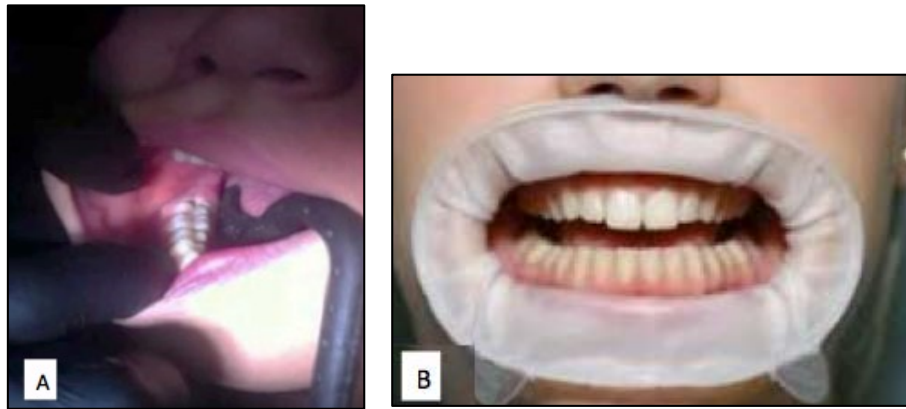
Dans le cas des caméras nécessitant l'application de poudre, la simple présence de salive ou de sang peut entraîner une agglomération de poudre à certains endroits et donc modifier l'enregistrement (*Chouraqui et Moussaly 2015*).

Il faut donc s'assurer pendant l'intégralité du scannage que les zones à enregistrer soient bien sèches.

### II.2.2.2. Langue, joues, lèvres

Afin d'assurer une empreinte optique de bonne qualité, notamment à la mandibule, il est impératif de mettre en place des dispositifs dans le but d'écarter la langue, les joues et les lèvres (*Scotti et al. 2011*).

Il existe plusieurs solutions afin de repousser les différents tissus : mise en place de cotons salivaires au niveau des vestibules, mise en place d'ouvre bouche, d'un écarte lèvres (style Optragate d'Ivoclar Vivadent®) ou du système d'aspiration CAP°DENT® (*Chouraqui et Moussaly 2015*) (**Fig 40**). Au niveau mandibulaire, il sera important de maintenir la langue afin d'éviter tout apport de salive sur les zones à enregistrer.



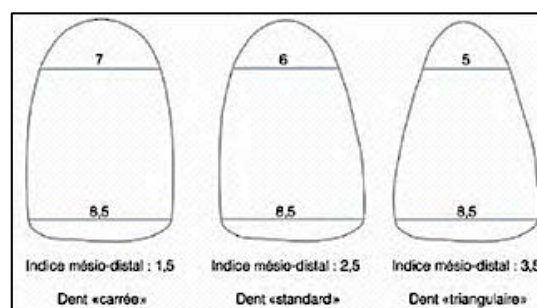
**Fig 40:** Photos intra buccal du système d'aspiration CAP°DENT® (A) et du système d'écarte lèvres Optragate® (B) (Descombaz 2015)

La présence de tous ces éléments peut paraître, pour le patient, tout aussi encombrant qu'un porte empreinte utilisé lors de l'empreinte conventionnelle.

Pour conclure, l'ensemble des dents doit être exempt de salive et de sang pendant l'intégralité du scannage sous risque de fausser l'enregistrement.

### II.2.2.3. Forme et caractéristiques des dents

Lors de l'empreinte optique, nous devons scanner à la fois l'implant mais également les dents adjacentes et antagonistes. La forme des dents est donc importante à considérer. En effet, plus il existe de contre-dépouilles, plus celles-ci seront difficiles à enregistrer par la caméra. L'Indice de Le Huche (rapport entre les distances mésio-distales prises au niveau du collet et du plus grand contour de la dent) est donc une caractéristique importante à prendre en compte (**Fig 41**). En effet, pour une dent avec un indice de Le Huche élevé, il sera plus difficile d'enregistrer les faces proximales avec le risque d'une empreinte optique incomplète.



**Fig 41:** Schéma de l'indice de Le Huche: classification selon le rapport de la distance mésio-distale (Berteretche 2015)

Les caractéristiques des dents et l'environnement lumineux de la bouche sont également à prendre en compte. En effet, s'il existe de nombreuses restaurations métalliques en bouche, la lumière peut être réfléchié différemment et donc rendre le scannage plus délicat. L'utilisation de poudre permet de contrer ce problème ; cependant, l'emploi de poudre en amont du scannage étant fastidieux, les fabricants ont tendance à éliminer le poudrage préalable. Cela permet un gain de temps et un confort supplémentaire pour le praticien et le patient, mais peut s'avérer être un inconvénient lorsque le patient présente des restaurations métalliques en bouche. En effet, le poudrage permet d'assurer un contraste élevé pour enregistrer toutes les surfaces sans avoir à tenir compte des différents indices de réflexions de la lumière. *(Landwerlin 2013)*

Il est à noter néanmoins que la présence de poudrage ne permettra pas d'obtenir avec les caméras des « couleurs réelles » lors du scannage. *(Landwerlin 2013)*

#### II.2.2.4. Place des dents

La place des dents manquantes remplacées par des implants est aussi à prendre en considération. En effet, dans le cas d'un implant placé en site d'une 2<sup>ème</sup> molaire mandibulaire, l'enregistrement sera plus compliqué qu'un implant situé dans la zone antérieure.

### II.2.3. Protocole de scannage et taille de l'embout intra buccal

Chaque caméra requiert un protocole de scannage qui lui est propre permettant d'optimiser la précision des enregistrements. En effet, lors du scannage, il faudra respecter certains impératifs en fonction des caméras : trajectoire du scannage, distance dent-tête de la caméra, angulation de la tête par rapport aux surfaces à enregistrer.

Afin de respecter au mieux ces obligations, il faut se trouver dans un environnement buccal favorable, et une bonne ouverture buccale paraît donc primordiale.

On observe de grandes variations d'ouverture buccale chez les patients, avec une fourchette allant de 24,3 à 70,5 mm et une moyenne à 50,7mm, calculée grâce à un goniomètre (*Placko et al. 2005*).

Une ouverture buccale faible ainsi que la proximité du ramus mandibulaire avec la dernière molaire entraîneront une difficulté d'accessibilité de certaines zones, en particulier de la zone rétro-molaire (*Pradés et al. 2015*).

Certaines caméras intra-orales possèdent des embouts de scannage assez volumineux. En effet, la qualité de l'enregistrement, dans le cas de la pose d'un implant en site de 2<sup>ème</sup> molaire mandibulaire, est à mettre en question. Avec une faible ouverture buccale et la présence d'une caméra présentant un embout de scannage important, l'accessibilité de la partie distale reste compromise.

Dans le cas d'ouverture buccale faible, hormis la taille de la tête de la caméra qu'il faudra réussir à introduire sans interférer avec l'arcade antagoniste, la position inhérente à la caméra est également à prendre en compte. En effet, certaines caméras comme la 3M True Definition Scanner<sup>®</sup> et la Condorscan<sup>®</sup> doivent être utilisées à distance des dents, ce qui implique la nécessité d'une ouverture buccale encore plus grande.

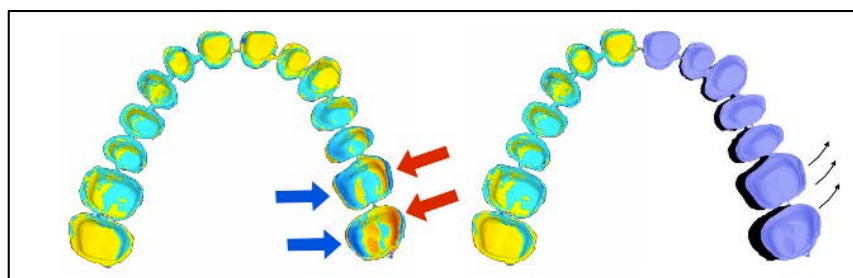
Quelques caméras nécessitent l'application de poudre au préalable de leur protocole de scannage. Dans ces cas-là, pour obtenir une empreinte de qualité, il faudra s'assurer de sa répartition homogène. Dans le cas contraire, les risques d'erreurs lors de l'empreinte augmentent, celle-ci peut être faussée, ce qui peut entraîner par la suite une prothèse mal

adaptée. L'étude de Kim et al. montre que les erreurs retrouvées au niveau des empreintes étaient dues, en majorité, à des problèmes de poudrage (Kim et al. 2015). La maîtrise de cette application dépendant donc de l'expérience du dentiste (Dehurtevent et al. 2015), les erreurs peuvent être accrues, en particulier pendant la phase d'apprentissage.

#### II.2.4. Etendue de l'acquisition

Il est possible de juger la précision de la caméra optique grâce à la justesse et à la fidélité de l'image (Ender et Mehl 2013). Pour rappel, la prise de l'empreinte optique consiste en une succession d'images recoupées entre elles afin de former la reconstitution 3D.

Cette accumulation d'images entraîne donc une accumulation d'erreurs tout au long du scannage, ce qui provoque au final d'importantes déformations (Fig 42) (Van der Meer et al. 2012).



**Fig 42 :** Illustration des déviations (expansion horizontale) lors de l'empreinte optique d'une arcade complète. Schématisation en violet (droite) de l'expansion horizontale. (Patzelt et al. 2014)

La précision de la caméra intra-orale est donc moindre lorsque l'on se retrouve à enregistrer la position de multiples implants distribués le long de l'arcade (Pradies et al. 2014).

La possibilité d'enregistrer, grâce à l'empreinte optique un édentement plural étendu est possible mais peu recommandé car il existe une certaine déformation. Plus précisément, il existe un phénomène de distorsion lorsque la caméra optique a affaire à une courbe et non plus une ligne droite. La distorsion est une déformation du signal de sortie par rapport au signal d'entrée émis par un dispositif transmettant un signal optique (Academic 2017).

Dans le cas d'un édentement total avec la mise en place d'implants, il est très difficile d'obtenir un scannage fiable. Effectivement, du fait de l'absence de repères anatomiques, les caméras ont du mal à se localiser dans l'espace ; de plus les *scanbody* étant identiques, il

est difficile de différencier les deux implants pour le logiciel (*Vandeweghe et al. 2016*). Cependant, il existe aujourd'hui de nouveaux dispositifs numériques, comme le système Pic Dental®, qui permet d'enregistrer la position des implants d'une arcade édentée complète, par l'intermédiaire d'une prise de photo, en diminuant l'effet de distorsion.

Plus les implants sont éloignés entre eux, plus les erreurs sont augmentées (*Vandeweghe et al. 2016*). En effet, il est plus difficile de réaliser un scannage fiable *in vivo* lorsque les implants sont éloignés entre eux, car la forme de la muqueuse peut se modifier légèrement en fonction des mouvements des joues, inhérents lors de l'enregistrement ; la réussite du scannage reposant sur la présence de points de références fixes (*Vandeweghe et al. 2016*). La prise d'empreinte optique reste optimale dans le cas d'édentement unitaire ou de petits édentements pluraux (2 ou 3 dents manquantes).

### **II.3. Limites de l'usineuse**

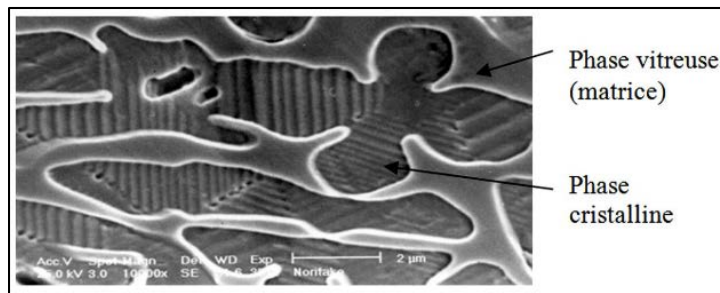
#### **II.3.1. Choix des matériaux**

##### **II.3.1.1. Céramiques**

La céramique peut être définie comme tout matériau inorganique, généralement fragile, mis en forme à haute température à partir de poudres agglomérées dont la consolidation se fait par frittage, cristallisation ou prise hydraulique (*Poujade et al. 2008*).

Les céramiques sont composées d'oxydes qui sont obtenus après le broiement de minéraux (feldspaths, feldspathoïdes, quartz, kaolin..). (*Poujade et al. 2008*)

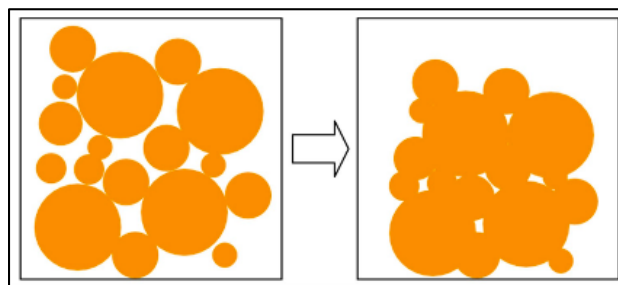
La céramique possède une phase vitreuse (la matrice, désordonnée) et une phase cristalline (ordonnée). **(Fig 43)**



**Fig 43:** Microphotographie en MEB (Microscope Electronique à Balayage) d'une céramique (Dejou 2009)

La poudre est chauffée par frittage (traitement thermique réalisé en dessous de la température de fusion des matériaux). Pendant ce frittage, les particules de poudre vont grossir, s'agglomérer, se souder les unes aux autres (**Fig 44**). La taille des particules ainsi que la distribution va influencer la manière dont elles vont s'empiler. Cela va donc avoir une conséquence sur l'évolution de la microstructure de la future céramique.

Après frittage, on obtient une céramique avec une phase vitreuse et une phase cristalline, cette dernière accroît la résistance de la céramique et réduit les fractures (Haussonne et al. 2005).



**Fig 44:** Aspect avant et après frittage des particules de céramique (Dejou 2009)


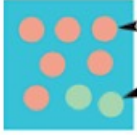
Une classification selon la nature chimique de l'oxyde principal a été proposée, d'après Sadoun et Ferrari. On distingue donc :

- les céramiques feldspathiques ;
- vitrocéramiques, ;
- les céramiques alumineuses ;
- les céramiques infiltrées ;
- les céramiques à base de zircon.



➤ **Céramiques feldspathiques**

Les céramiques feldspathiques sont dites « classiques ». Elles sont majoritairement composées d'un point de vue minéral de feldspath et felspathoïde à plus de 80%, et d'oxydes de silicium et aluminium en majorité (**Fig 45**) (*Poujade et al. 2008*).

	Phase vitreuse	Phase cristalline
Céramique feldspathique traditionnelle <i>Utilisée pour l'émaillage des CCM et des CCC</i> <i>Enrichie en leucite</i>		 <p>Quartz 4 à 100 µm</p> <p>Leucite</p> <p>Matrice vitreuse avec des particules cristallines dispersées</p>

**Fig 45:** Schéma de la composition de la céramique feldspathique enrichie en leucite (*Dutel 2015*)

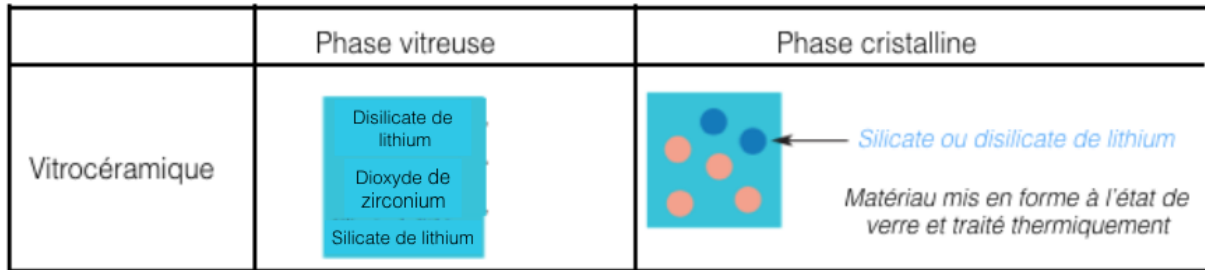
Du fait de leur propriété assez esthétique, elles sont utilisées pour l'émaillage des couronnes céramo-métalliques et céramo-céramiques, cependant leurs propriétés mécaniques sont faibles.

Récemment, l'apparition de céramiques feldspathiques enrichies en leucite permet de renforcer ces céramiques, ce qui permet de les utiliser sans armatures dans certaines situations cliniques (*Dejou 2009*).

Les céramiques feldspathiques nécessitent tout de même une étape de maquillage afin de pouvoir reproduire la stratification des dents naturelles. Des blocs de CFAO multicouches sont proposés actuellement (*Pelissier 2010*).

## ➤ Vitrocéramiques

Les vitrocéramiques sont des matériaux qui sont mis en forme à l'état de verre puis vont subir un traitement thermique : il s'agit d'une cristallisation secondaire (dévitrification) suite à une baisse volontaire et contrôlée de la température. Les vitrocéramiques sont des matériaux composés d'une structure microcristalline dispersée dans une phase vitreuse. (Fig 46)



**Fig 46:** Schéma de la composition de la vitrocéramique (Dutel 2015)

Ce sont des matériaux très résistants aux chocs thermiques et peu transparents du fait de la différence d'indice de réfraction entre les phases vitreuse et cristalline (Mercier et al. 2002). Dans le cadre de la CFAO, on observe aujourd'hui des améliorations d'un point de vue optique. En effet, les vitrocéramiques enrichies en disilicate de lithium (Emax<sup>®</sup>), initialement translucides, se déclinent maintenant dans une gamme d'opacité assez large :

- Blocs MO: *medium opacity* ;
- Blocs LT: *low translucency* ;
- Blocs HT: *high translucency* ;
- Impulse Opal : blocs opalescents : ils permettent de reproduire l'émail. Ils sont particulièrement indiqués pour les facettes ;
- Impulse Value : blocs de luminosités différentes.

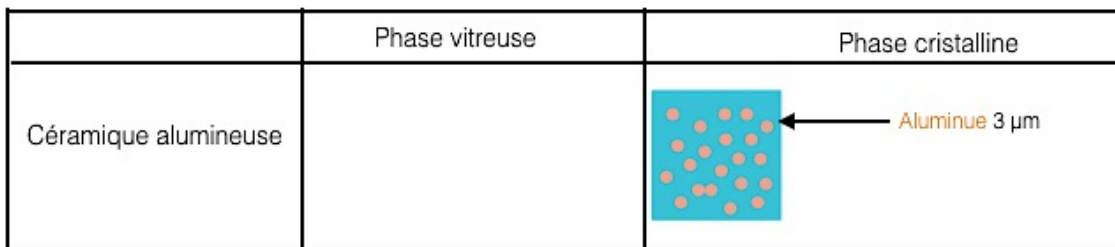
Ces vitrocéramiques sont également associées à une gamme de teintes (5 teintes pour MO, 20 pour HT et LT, 2 pour Impulse Opal et 3 pour Impulse Value) (Marniquet et al. 2014).

➤ **Céramiques alumineuses**

Il existe une grande variété de céramiques alumineuses, ayant toutes comme point commun d'être composées d'une forte proportion d'oxyde d'alumine. Les propriétés mécaniques et de résistance à la propagation des fissures sont augmentées. Leur indication prothétique principale, voire unique, est d'être utilisée en tant qu'infrastructures pour la réalisation de couronne jacket « toute céramique » (Poujade et al. 2008).

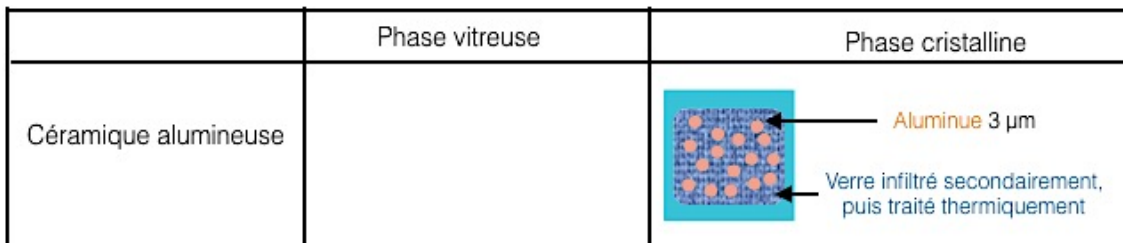
Plusieurs types de matériaux ont été développés, que l'on différencie en fonction de leur teneur en alumine :

- 40 % : Jacket de Mac Lean
- 65 % : Cerestore®, Allceram® (**Fig 47**)



**Fig 47:** Schéma de la composition des céramiques alumineuses (Dutel 2015)

- 85 % : Inceram® (**Fig 48**)



**Fig 48:** Schéma de la composition des céramiques infiltrées, Inceram® (Dutel 2015)

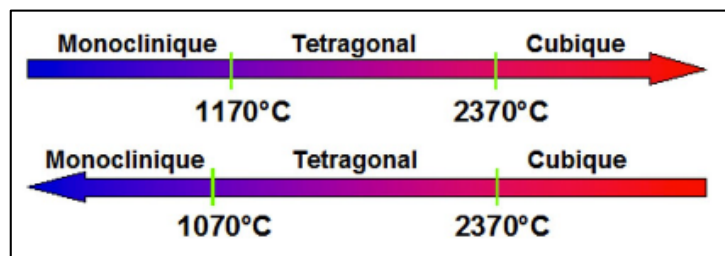
- > 98 % : Procera®. La mise en œuvre de Procera® fait appel à des techniques de CAO/FAO (Dejou 2009).

Les céramiques InCeram® sont également appelées céramiques infiltrées : en effet, elles sont composées d'alumine et infiltrées de verre liquide. Le verre en fusion d'alumine (InCeram Alumina), de spinelle (InCeram Spinell) ou de zircone (InCeram Zirconia) est donc infiltré dans une barbotine de cristaux d'alumine.

Après cet ajout de verre liquide, on obtient plus de cristaux que de verre, ce qui confère à ces céramiques une résistance accrue, mais une esthétique mauvaise en raison de leur opacité (Pelissier 2010).

➤ **Céramiques à base d'oxyde de zirconium (zircon)**

La Zircon pure ( $ZrO_2$ ) qui existe sous 3 formes cristallines (monoclinique, tétragonale, cubique) est susceptible de subir des transformations allotropiques sous l'effet de variations de température. (Fig 49) Ces températures apparaissent au moment de la fabrication des blocs de zircon ou bien lors de la cuisson pour le frittage final après l'usinage.



**Fig 49:** Schéma des transformations allotropiques de la zircon sous l'effet des variations de température (Dejou 2009)

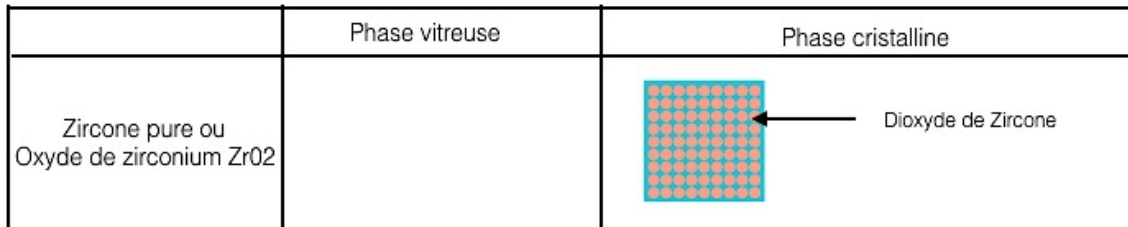
Ces transformations entraînent des variations volumiques du matériau (passage de la phase tétragonale à la phase monoclinique), ce qui a pour incidence l'apparition de fissures dans le matériau pouvant entraîner des fractures de la céramique à température ambiante. Du fait de ces critères, la zircon pure n'est pas utilisable comme céramique d'infrastructure (Pelissier 2010).

La zircon commercialisée (Y-TZP) est une zircon enrichie en Yttrium (3%) propre à entraîner une stabilisation de la phase tétragonale, laquelle stabilisation permet d'obtenir une zircon à très haute performance mécanique avec un pouvoir réflecteur très important. Il existe la possibilité de colorer la zircon pour contrer le pouvoir réflecteur.

Cette zircon enrichie peut donc s'utiliser en tant qu'infrastructure de bridge ou comme pilier implantaire. (Dejou 2009)

En raison de sa très haute performance mécanique, elle est difficilement usinable.

Pour faciliter l'usinage, les blocs de zirconium sont donc pré-frittés, c'est à dire ayant subi un traitement thermique de frittage sans aller jusqu'à la densité maximale.



**Fig 50:** Schéma de la composition de la céramique à base d'oxyde de zirconium (Dutel 2015)

### ➤ Céramiques hybrides

Ces nouvelles céramiques inventées par le Dr Michael SADOON sont composées d'une trame poreuse de céramique (86%) infiltrée par haute pression de composite (**Fig 51**).

Ce matériau possède des propriétés mécaniques mixtes : une fragilité diminuée, une usinabilité meilleure par l'apport du composite, et une résistance à l'usure améliorée par l'apport de la céramique (Marniquet et al. 2014).



**Fig 51:** Composition céramique hybride: trame poreuse de céramique et composite (Canivet 2014)

### II.3.1.2. Métaux

On distingue les métaux nobles (alliages précieux), le titane (Ti) et le chrome-cobalt (Cr-Co). Du fait de leur coût, les alliages précieux ne sont pas utilisés en CFAO.

#### ➤ Titane

Le titane présente de nombreuses propriétés favorables à l'usage dentaire : biocompatibilité, bonne résistance à la corrosion, masse volumique faible, bonnes propriétés mécaniques et élastiques (*Fron et al. 2007*). Il est facilement usinable et présente un très bon état de surface.

Le titane est commercialisé pur ou sous forme d'alliages. Le titane pur est en fait un alliage titane-oxygène qui contient 0,5% d'O<sub>2</sub> au maximum. Parmi les différents alliages qui existent, on trouve le TA<sub>6</sub>V<sub>4</sub>, forme de titane retrouvé dans les implants (*Coudray et al. 2009*).

On se sert de ce matériau pour la réalisation de piliers implantaires, d'armatures unitaires ou de bridges de petite à grande étendue.

#### ➤ Cobalt-Chrome

La Cobalt-chrome (CoCr) utilisé en CFAO est le même que celui utilisé pour les techniques traditionnelles. La différence va reposer sur le procédé d'élaboration. L'alliage chrome-cobalt possède une excellente rigidité et une très bonne tolérance biologique. (*Gregoire et al. 2010*)

### II.3.1.3. Résines

La résine peut être usinée par CFAO dans des blocs ou des disques, dans le but de réaliser des éléments prothétiques provisoires.

Il peut s'agir soit :

- de **résine calcinable** qui sera mise en forme et coulée à la cire perdue secondairement ;
- de **résine usinée dans un disque** pour la réalisation de grands éléments prothétiques provisoires (bridge provisoire par exemple) ;
- de **résine chargée en fibres de verre** qui permettent la réalisation d'armature de bridge en composite ou résine (*Coudray et al. 2009*).

Ces éléments prothétiques provisoires pourront servir de bases numériques d'un point de vue fonctionnel et esthétique ainsi que pour l'adaptation clinique des futurs éléments prothétiques définitifs.

### II.3.1.4. Choix en fonction des usineuses

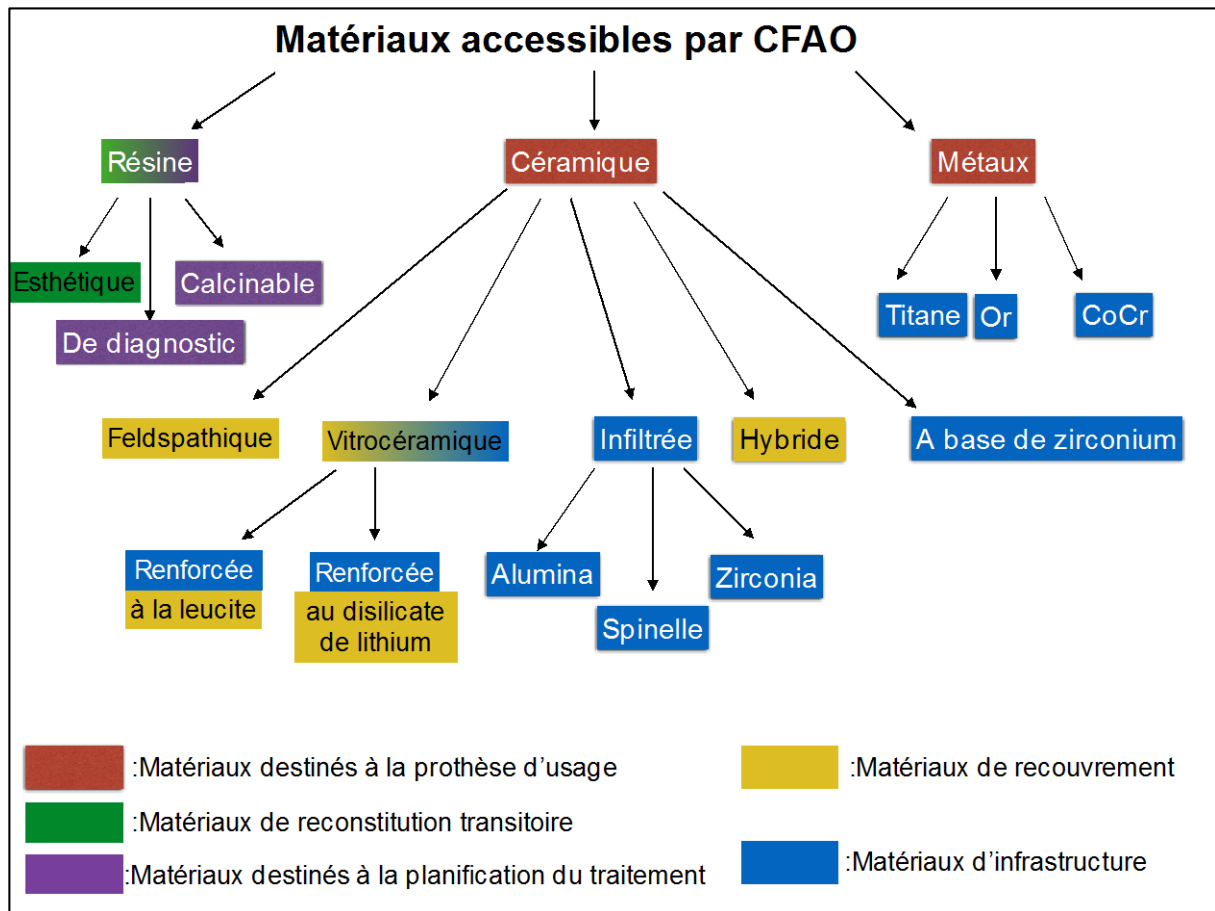
Les céramiques dites usinables sont des céramiques destinées à la technique de FAO par soustraction. L'usinabilité d'un matériau étant caractérisée par son aptitude à subir une opération de soustraction de matière.

Les céramiques utilisables pour la FAO sont donc :

- les céramiques dites traditionnelles : feldspathique, vitrocéramique ;
- les céramiques alumineuse ou zircone : usinables uniquement par CFAO ;
- les céramiques hybrides.

Les céramiques étant des matériaux très durs, leur usinabilité reste encore à être améliorée. En effet, on observe une durée de vie de l'usineuse réduite due à une usure prématurée des fraises de l'usineuse ; ainsi obtient-on parfois des défauts au niveau des bords des pièces usinées et une altération de l'état de surface (présence de fissures, mauvaise rugosité).

Néanmoins, avec les nouvelles céramiques hybrides composées de céramique et de composite (de dureté moindre), ces problèmes apparaissent moins fréquemment (*Marniquet et al. 2014*).



**Fig 52:** Schéma des différents matériaux usinables en CFAO

➤ **Blocs CEREC, Sirona®**

La société Sirona® propose différents blocs utilisables avec leurs usineuses CEREC, possédant chacun des caractéristiques différentes. Ils sont tous usinables avec le CEREC ou inLab (machine outil Sirona® pour les prothésistes).



❖ CEREC Blocs®

Ce sont des blocs de céramique feldspathique à fines particules, ayant des propriétés d'abrasion qui permettent une usure moindre des outils d'usinage.

Les blocs CEREC existent avec 6 degrés de luminosités (de 0 à 5) et 3 différentes saturations chromatiques (translucide (T), moyenne (M), opaque (O))

Parmi ces blocs, il existe des **Blocs PC®** (polychromatique) qui sont des blocs de céramique stratifiée. (Sirona® 2011).

	Tailles	Teintes
<b>Blocs CEREC®</b>	- taille 8 : 8x8x15 mm ; - taille 10 : 8x10x15 mm ; - taille 12 : 10x12x15 mm ; - taille 14 : 12x14x18 mm	- 6 teintes (S 0 à 5) d'après le teintier SIRONA® - 3 translucidités
<b>Blocs PC®</b>	- PC 12 : 10x12x15 mm ; - PC 14 : 12x14x18 mm ; - PC 14/14 : 14x14x18 mm.	- 3 teintes (S 2 à 5) d'après le teintier SIRONA®

Contre-indications : Au vu la taille des blocs, on est face à **l'impossibilité de réaliser des éléments** prothétiques, comme des **bridges de plus de 4 éléments**.



**Fig 53:** CEREC Blocs par SIRONA® (Sirona® 2017a)

❖ CEREC Blocs C® - CPC®

Ce sont des blocs de céramique feldspathique à fines particules avec 4 niveaux différents de translucidité.

	Tailles	Teintes
<b>Blocs C®</b>	- 10 : 8x10x15mm ; - 12 : 10x12x15 mm ; - 14 : 12x14x18mm.	- 11 teintes (A1C-D3C) d'après le teintier VITA® - 1 teinte Bleach 2C d'après le teintier Bleach®.
<b>Blocs CPC®</b>	- 12 : 10x12x15 mm ; - 14 : 12x14x18 mm ; - 14/14 : 14x14x18 mm.	- 4 teintes (A1C-A3,5C) d'après le teintier VITA®

Contre-indications : Les blocs C® ne peuvent pas être utilisés pour la réalisation de bridges monolithiques, les blocs C® et CPC® ne peuvent pas convenir en tant que céramique d'armature.



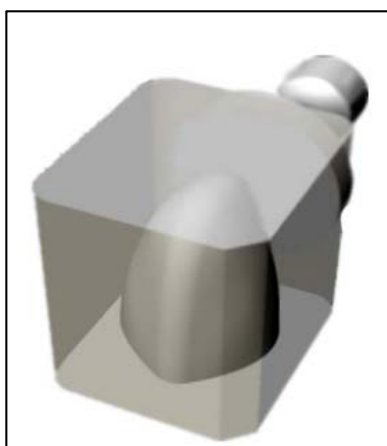
**Fig 54:** Bloc C-CPC de Sirona® (Sirona® 2017c)

❖ CEREC Blocs C-In®

Ce sont des blocs composés de vitrocéramique à base de silicate, sans leucite. Elle est composée de deux couches de céramique dans un même bloc : une couche dentine fortement pigmentée et une couche émail plus translucide. **(Fig 55)**

Ces blocs permettent d'avoir une grande ressemblance avec une dent naturelle.

Le «C» fait référence aux teintes classiques et le « in » signifie « intégral » pour rappeler le cœur de dentine intégré dans l'émail.



**Fig 55** : Représentation du cœur de dentine dans le Bloc C In CEREC de Sirona® (Sirona® 2013)

	Tailles	Teintes
<b>Blocs C-In®</b>	- M :13x15x15 mm	- 10 teintes (A1;A2;A3;A3,5; A4, B2;B3, C2;C3, D3) d'après le teintier VITA® - 1 teinte BL2 d'après le teintier Bleach®

Contre-indications : leur caractère esthétique implique une utilisation **uniquement pour des restaurations antérieures**. De plus, leur composition à base de silicate entraîne une **impossibilité de réaliser** des éléments prothétiques comme des **bridges**. Ces blocs ne peuvent **pas** non plus **servir de céramique d'infrastructure** car pas assez résistants du fait de l'absence de leucite pour renforcer la céramique.

❖ CEREC Incoris ZI :

Ce sont des blocs et disques d'oxyde de zirconium qui permettent la réalisation d'armatures pour couronnes et bridges.

Les blocs sont pré-frittés puis sont usinés afin de créer des armatures surdimensionnées, qui seront à nouveau frittées pour être densifiées. (Sirona® 2015)

	<b>Tailles</b>	<b>Teintes</b>
<b>Blocs Incoris ZI®</b>	- 40/15 - 40/19 - 55/19	- 4 teintes d'intensité croissante : F 0,5, F1, F2, F3
<b>Disques Incoris ZI®</b>	- maxi S - maxi L - 65/25	- 3 teintes d'intensité croissante : F 0,5, F1 , F2

Contre-indications : ils ne conviennent pas aux patients bruxomanes, aux éléments prothétiques de plus de 7 unités ainsi qu'aux bridges avec plus de deux intermédiaires.

➤ **E-Max, Ivoclar Vivadent®**

La société Ivoclar Vivadent® propose différents types de blocs à usiner. Pour chacun de ces blocs, une abréviation se joint à la taille du bloc : V, I, C, B, correspondant respectivement à facette (*veneer*), inlay, couronne et bridge. Notre sujet se limitant à l'implantologie, ne seront décrits que les blocs correspondant aux couronnes et bridges.

❖ IPS E max CAD

Ce sont des blocs de vitrocéramique au disilicate de lithium. Après usinage, une cuisson dans un four de cuisson céramique est nécessaire. Chaque bloc existe en 3 degrés de translucidité (HT : high translucency ; LT : low translucency ; MO : medium opacity) (*Ivoclar Vivadent® 2013b*). (Fig 56)



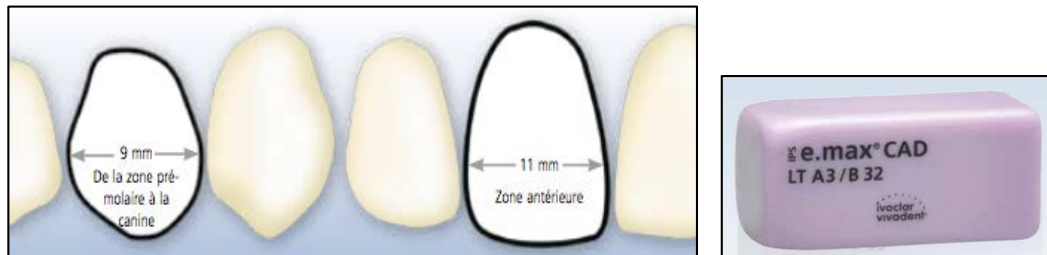
Fig 56: Blocs IPS E max CAD d'Ivoclar Vivadent® (*Ivoclar Vivadent® 2013b*)

	Tailles	Teintes
<b>IPS E Max CAD</b>	- C 14 : 12,4x14,5x18 mm - 3 tailles de blocs pour bridges : <ul style="list-style-type: none"> <li>• B32 : 14,5x14,5x32 mm ;</li> <li>• B40 : 15,2x15,2x38 mm ;</li> <li>• B40L : 15,9x17,9x40 mm.</li> </ul>	- <u>HT et LT</u> : 16 teintes (A-D) d'après le teintier Vita®, 4 teintes Bleach BL® - <u>MO</u> : 5 groupes de teinte (MO 0-MO 4)

(*Ivoclar Vivadent® 2013b*)(*Ivoclar Vivadent® 2013c*) (*Ivoclar Vivadent® 2016*)

Contre-indications: ces blocs ne **conviennent pas aux patients bruxomanes** (*Ivoclar Vivadent® 2009*). Les blocs permettant de réaliser des bridges peuvent être utilisés uniquement pour **des bridges antérieurs et de la région prémolaire** (2ème prémolaire

comme pilier maximum) ; de plus, la largeur du pontique ne peut pas excéder 11 mm en antérieur et 9 mm en région prémolaire (*Ivoclar Vivadent® 2013c*) (**Fig 57**). Cependant, le bloc B40L, utilisable uniquement en tant que structure esthétique qui devra reposer sur une infrastructure en zircone (ZrO<sub>2</sub>), permet de réaliser des bridges de minimum 3 éléments, dans les secteurs antérieur et postérieur.



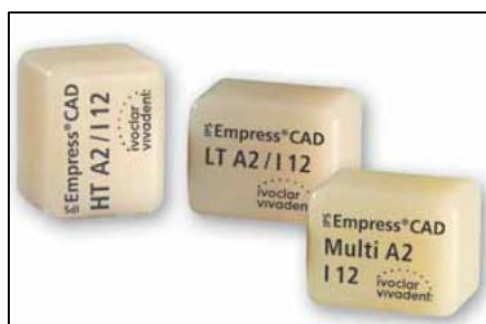
**Fig 57:** Schéma des tailles limites du pontique en antérieur et postérieur et photo du bloc E Max CAD pour réaliser des brigdes. (*Ivoclar Vivadent® 2013c*)

❖ IPS Empress CAD

Il s'agit de vitrocéramique enrichie en leucite, hautement esthétique. On trouve 3 types de translucidité : haute translucidité (HT), basse translucidité (LT), et une version polychromatique stratifiée (Multi) (*Ivoclar Vivadent® 2006*). **(Fig 58)**

	Tailles	Teintes
<b>IPS Empress CAD® HT</b>	N'existe pas pour les couronnes	- 9 teintes (A-D) du teintier VITA® - 3 teintes du teintier Chromascop®
<b>IPS Empress CAD® LT</b>	- C14	- 9 teintes (A-D) du teintier VITA® - 3 teintes du teintier Chromascop® - 4 teintes du teintier Bleach®
<b>IPS Empress CAD® Multi</b>	- C14 - C14L	- 5 teintes (A-D) du teintier VITA®

Contre-indications: cette céramique nécessite forcément un collage, le **scellement est contre-indiqué**. Il est donc nécessaire d'avoir un pilier implantaire en zircone, sinon il est impossible de se servir de cette céramique esthétique. Ce matériau est également **contre-indiqué dans le cas de patients bruxomanes**. Il est **impossible de fabriquer des bridges** avec cette céramique, mais uniquement des éléments unitaires.



**Fig 58:** Blocs Empress CAD de la marque Ivoclar Vivadent® (*Ivoclar Vivadent® 2006*)

❖ IPS E max ZirCAD

Ce matériau est présenté sous forme de blocs à base de zirconium renforcé à l'yttrium, qui après frittage donnera une céramique oxydée polycristalline (TZP). Celle-ci permet la réalisation d'armatures d'éléments unitaires ou de bridges. (Fig 59)

	Tailles	Teintes
<b>IPS Emax ZirCAD</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- C 13 : 13,2x13,2x14 mm;</li> <li>- C 15 : 14,5x15,5x18,5 mm;</li> <li>- C 15L : 15,4x19x20 mm ;</li> <li>- B 40 : 14,2x15,5x40 mm;</li> <li>- B 40L : 15,4x19x39mm ;</li> <li>- B 55 : 15,5x19x55 mm ;</li> <li>- B 65 : 22x25x65 mm ;</li> <li>- B 65 L-17 : 17x40x65 mm;</li> <li>- B 85 L-22 : 22x40x85 mm.</li> </ul> <p>B55, B65, B65 L-17 et B85 L-22 ne sont disponible qu'avec la version inLab® MC XL de machine-outil</p>	- 3 teintes (MO 0, MO 1, MO 2 )



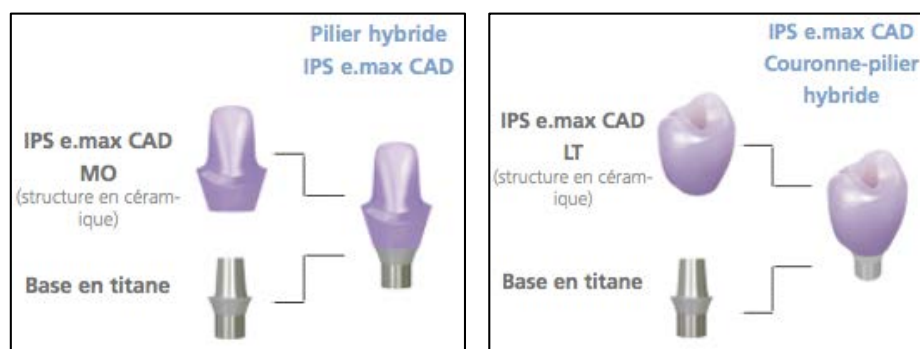
**Fig 59:** Photo des différentes tailles de blocs IPS e-max ZirCAD (Ivoclar Vivadent® 2017)



❖ IPS E max CAD Abutment solution

La marque Ivoclar Vivadent® propose des restaurations hybrides individuelles permettant de réaliser des restaurations unitaires implantaire antérieure ou postérieure.

Deux techniques sont proposées : la réalisation d'un **pilier hybride** ou d'une **couronne - pilier hybride**. (Fig 60)



**Fig 60:** Schéma du pilier hybride et de la couronne-pilier hybride proposé par Ivoclar Vivadent® (Ivoclar Vivadent® 2013a)

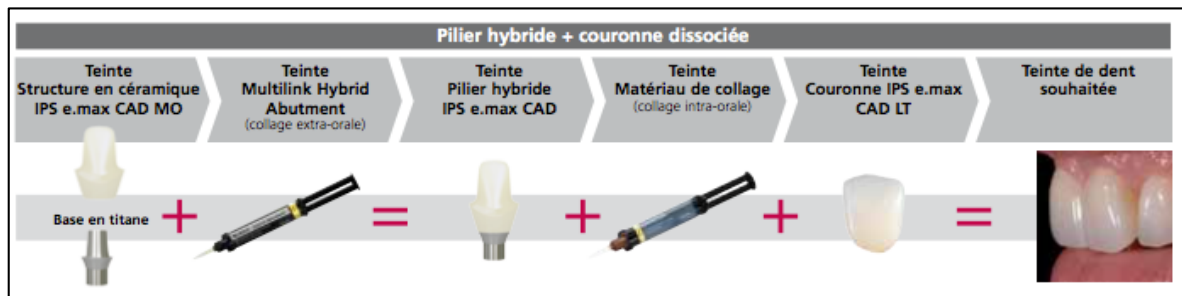
∴ Pilier hybride : il s'agit d'un pilier individuel pressé en LS<sub>2</sub> (Disilicate de lithium) (IPS E max CAD) qui sera collé en extra-oral, sur une base en titane. Le pilier sera par la suite vissé dans l'implant pour accueillir une couronne IPS E max CAD.

∴ Couronne-pilier hybride : c'est l'assemblage d'un pilier et d'une couronne monolithique, le tout transvissé dans l'implant. La couronne est composée de disilicate de lithium (IPS E max CAD) et est collée en extra-oral à la base en titane.

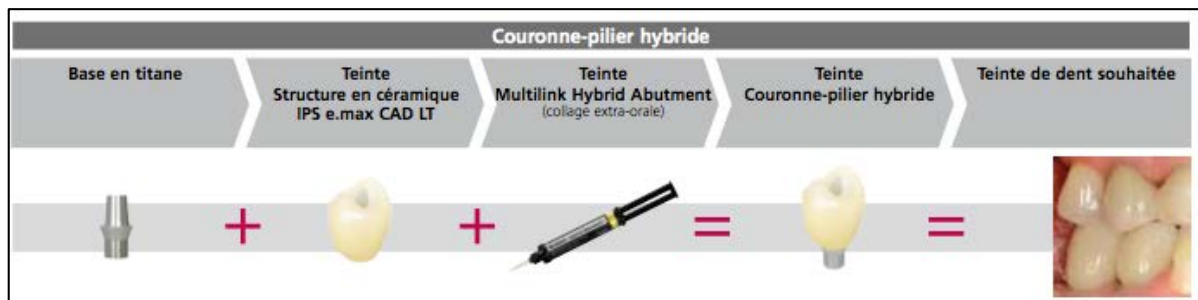
Tailles : ce sont les mêmes que pour les blocs IPS E max CAD.

Teintes : les blocs utilisés sont des blocs d'IPS E max CAD, il existe donc 3 translucidités, avec les différentes teintes correspondantes.

Cependant, la teinte finale dépend de différentes choses : de la teinte du pilier, de la colle et de la couronne. (Fig 61 et 62)



**Fig 61:** Schéma des teintes influençant la teinte finale de la restauration dans le cas d'un pilier hybride et d'une couronne dissociée. (Ivoclar Vivadent® 2013a)



**Fig 62:** Schéma des teintes influençant la teinte finale de la restauration dans le cas d'un pilier-couronne hybride. (Ivoclar Vivadent® 2013a)

➤ **VITA®**

La marque Vita® propose de nombreux blocs pour les réalisations CFAO. Cependant, pour l'implantologie, Vita® propose spécifiquement 3 blocs : VITA CAD-Temp IS, VITA ENAMIC IS, VITA SUPRINITY IS (VITA® 2015). Ce sont des lingotins avec une interface intégrée du côté de la base à coller, généralement en titane. (Fig 63)

Il est possible de réaliser deux types de restaurations : une solution monobloc (couronne pilier définitive AC) et une solution en deux parties (mésosstructure définitive MS). Il s'agit de réalisation de couronnes transvissées.

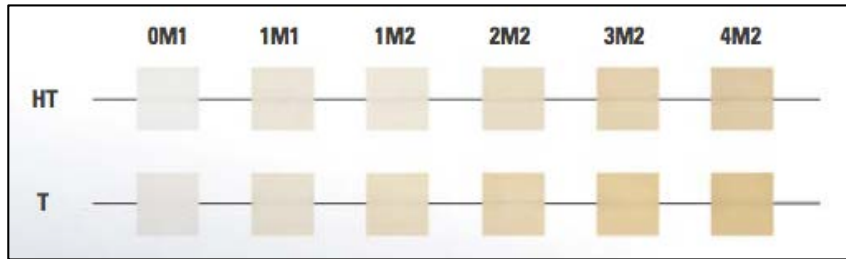
- VITA ENAMIC IS C'est une céramique hybride (céramo-céramique) ;
- VITA SUPRINITY IS : C'est une céramique vitreuse renforcée au dioxyde de zirconium ;
- VITA CAD-Temp IS : C'est un lingotin de composite qui sert pour les restaurations temporaires.



**Fig 63:** Lingotins VITA® CAD-Temp, ENAMIC et SUPRINITY. (VITA® 2015)

	Tailles	Teintes
<b>ENAMIC IS</b>	- IS 14 : 18x14x12mm pour des mésosstructures (MS) ; - IS 16 : 18x16x18 mm pour des couronnes piliers (AC).	- 2 translucidités : High translucent HT, translucent T - 5 teintes (1M1, 1M2, 2M2, 3M2, 4M2) d'après VITA SYSTEM 3D MASTER®
<b>SUPRINITY IS</b>	- IS 14 : 18x14x12mm pour des mésosstructures (MS) ; - IS 16 : 18x16x18 mm pour des couronnes piliers (AC).	- 4 teintes (A1, A2, A3, A3,5) d'après le teintier VITA® - 5 teintes (0M1, 1M1, 1M2, 2M2, 3M2, 4M2) d'après VITA SYSTEM 3D MASTER®
<b>CAD-Temp IS</b>	- IS 16.	- 3 teintes (1M2, 2M2, 3M2) d'après VITA SYSTEM 3D MASTER®

(VITA® 2016).



**Fig 64:** Gamme de teintes d'après le système VITA SYST 3D MASTER® en fonction des deux translucidités. (VITA® 2016)

➤ GC®

GC® propose sur le marché le CERASMART, un bloc de céramique hybride. (GC® 2014) **(Fig 65)**



**Fig 65:** Bloc de céramique Cerasmart de la marque GC® (GC® 2017a)

	Tailles	Teintes
<b>CERASMART</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 12 : 10x12x15 mm ;</li> <li>- 14 : 12x14x18 mm ;</li> <li>- 14L.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 4 teintes (A1, A2, A3, A3.5 ) d'après le teintier VITA®</li> <li>- 1 teinte B1 d'après le teintier Bleach®</li> </ul>

(GC® 2016)

### II.3.1.5. Synthèse issue des données actuelles

Marques	Noms des blocs	Matériaux utilisés	Indications
<b>SIRONA®</b>	CEREC BLOC	Céramique feldspathique	Couronne antérieure, postérieure, structure de recouvrement multicouche.
	Bloc PC	Céramique stratifiée	Couronne antérieure, postérieure, structure de recouvrement multicouche.
	Bloc C-CPC	Céramique feldspathique	Couronne antérieure et postérieure
	Bloc C-in	Vitrocéramique à base de silicate, sans leucite	Couronne antérieure
	Incoris ZI	Oxyde de zirconium	Armatures
<b>IVOCLAR VIVADENT®</b>	E-Max CAD	Vitrocéramique au disilicate de lithium	Couronne et bridge 3 éléments maximum jusqu'à la 2 <sup>ème</sup> prémolaire sur implant
	E-Max CAD Abutment	Vitrocéramique au disilicate de lithium	Méso structure, couronne et bridge plusieurs éléments sur implant
	Empress CAD	Vitrocéramique enrichie en leucite	Couronne antérieure et postérieure
	E-Max Zir CAD	Zircone renforcée à l'yttrium	Superstructures d'implants (armatures de restaurations unitaires ou de bridges)
<b>VITA®</b>	ENAMIC IS	Céramique hybride	Mésostructure et couronne pilier unitaire sur implant
	SUPRINITY IS	Céramique vitreuse renforcée au dioxyde de zirconium	Mésostructure et couronne pilier unitaire sur implant
	CAD Temp IS	Composite	Couronne pilier unitaire sur implant
<b>GC®</b>	CERASMART	Céramique hybride	Couronne unitaire sur implant

**Tab 3** : Tableau récapitulatif des différents blocs de CFAO existant pour la prothèse supra-implantaire.

### II.3.2. Taille des blocs à usiner

En fonction des différentes marques présentes sur le marché, de nombreuses tailles de blocs existent. Les tailles actuelles ont été rapportées dans le tableau ci-dessous :

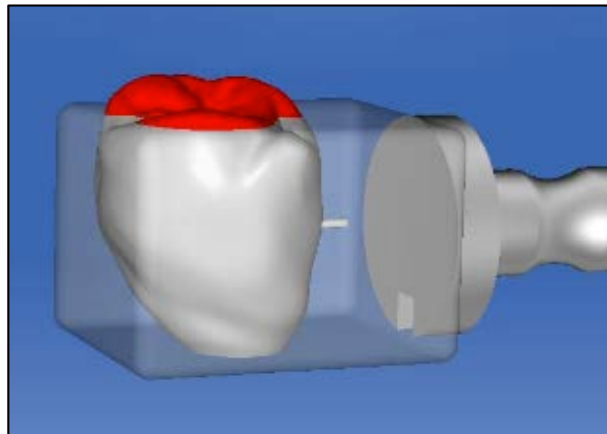
Marques	Noms des blocs	Tailles des blocs
SIRONA®	CEREC BLOC	8 : 8x8x15 mm
		10 : 8x10x15 mm
		12 : 10x12x15 mm
		14 : 12x14x18 mm
	Bloc PC	PC 12 : 10x12x15 mm
		PC 14 : 12x14x18 mm
		PC 14/14 : 14x14x18 mm
	Bloc C	10 : 8x10x15 mm
		12 : 10x12x15 mm
		14 : 12x14x18 mm
	Bloc CPC	12 : 10x12x15 mm
14 : 12x14x18 mm		
14/14 : 14x14x18 mm		
Bloc C-in	M : 13x15x15 mm	
Incoris ZI	40/15, 40/19, 55/19	
	Maxi S, Maxi L, 65/25	
IVOCLAR VIVADENT®	E-Max CAD	C14 : 12,4x14,5x18 mm
	E-Max CAD Abutment	C14 : 12,4x14,5x18 mm
	Empress CAD	C14 : 12x14x18 mm
		C14L : 14,4x14,4x18 mm
	E-Max Zir CAD	C13 : 13,2x13,2x14 mm
		C15 : 14,5x15,5x18,5 mm
		C15L : 15,4x19x20 mm
		B40 : 14,2x15,5x40 mm
		B40L : 15,4x19x39 mm
		B55 : 15,5x19x55 mm
B65 : 22x25x65 mm		
B65L-17 : 17x40x65 mm		
B65L-22 : 22x40x85 mm		
VITA®	ENAMIC IS	IS 14 : 18x14x12 mm
		IS 16 : 18x16x18 mm
	SUPRINITY IS	IS 14 : 18x14x12 mm
		IS 16 : 18x16x18 mm
	CAD Temp IS	IS 16 : 18x16x18mm
GC®	CERASMART	12 : 10x12x15mm
		14 : 12x14x18 mm
		14L

**Tab 4:** Synthèse issue des données actuelles des différentes tailles de blocs existantes pour la prothèse supra-implantaire.

On remarque que pour chacune des marques, peu de tailles sont disponibles. Un large choix existe pour l'E-max Zir CAD d'Ivoclar Vivadent® mais il s'agit de zircone, et donc il n'est pas possible de réaliser des éléments prothétiques esthétiques.

Pour certaines marques, on constate qu'il existe des disques de matériaux permettant d'usiner de plus grandes restaurations. Cependant, ces disques sont usinés grâce à des machines particulières, non possible en CFAO directe ni dans les laboratoires des prothésistes. Cela nécessite une production délocalisée en centre d'usinage.

Dans le cas de restaurations supra-implantaires, certaines marques proposent des blocs avec un trou pour le vissage de la pièce prothétique. L'emplacement de ce trou impose le sens de fabrication de la pièce dans le bloc. Cela peut poser un problème dans le cas de restaurations avec une hauteur coronaire importante, les blocs peuvent ne pas être assez grands. **(Fig 66)**



**Fig 66** : Planification d'une couronne supra-implantaire avec le système Sirona®. Exemple d'une couronne avec des dimensions trop importantes pour le bloc. *(Le chaffotec et Denis 2016)*

## II.3.3. Choix des teintes

### II.3.3.1. Teintes disponibles

Marque	Noms des blocs	Teintes des blocs
<b>SIRONA®</b>	CEREC BLOC	- 3 translucidités : T, M, O - <u>SIRONA®</u> : 6 teintes : S0-5
	Bloc PC	- <u>SIRONA®</u> : 3 teintes : S2-5
	Bloc C	- 4 translucidités - <u>VITA®</u> : 11 teintes : A1C-D3C - <u>BLEACH®</u> : 1 teinte : 2C
	Bloc CPC	- 4 translucidités - <u>VITA®</u> : 4 teintes : A1C-A3,5C
	Bloc C-in	- <u>VITA®</u> : 10 teintes : A1,A2,A3,A3,5,A4 B2,B3 C2,C3, D3 - <u>BLEACH®</u> : BL2
	Incoris ZI	- 4 teintes d'intensité croissante : F0,5, F1, F2, f3
<b>IVOCLAR VIVADENT®</b>	E-Max CAD	- 2 translucidités : HT, LT, MO - <u>VITA®</u> : 16 teintes A-D - <u>BLEACH®</u> : 4 teintes - <u>VITA SYST 3D MASTER®</u> : 5 teintes MO 0-MO 4
	E-Max CAD Abutment	- 2 translucidités : HT, LT MO - <u>VITA®</u> : 16 teintes A-D - <u>BLEACH®</u> : 4 teintes - <u>VITA SYST 3D MASTER®</u> : 5 teintes MO 0-MO 4
	Empress CAD	- 3 translucidités : HT, LT, multi - <u>VITA®</u> : 9 teintes courantes : A-D - <u>CHROMASCOP®</u> : 3 teintes - <u>BLEACH®</u> : 4 teintes
	E-Max Zir CAD	- <u>VITA SYST 3D MASTER®</u> : 3 teintes : MO 0, MO 1, MO 2.
<b>VITA®</b>	ENAMIC IS	- 2 translucidités : HT, T - <u>VITA®</u> : 4 teintes : A1,A2,A3,A3,5 - <u>VITA SYST 3D MASTER®</u> : 10 teintes : 0M1, 1M1, 1M2, 2M1, 2M2, 2M3, 3M1, 3M2, 3M3, 4M2
	SUPRINITY IS	
	CAD Temp IS	
<b>GC®</b>	CERASMART	- 2 translucidités : HT, LT - <u>VITA®</u> : 4 teintes : A1, A2, A3, A3.5 - <u>BLEACH®</u> : 1 teinte : B1

**Tab 5:** Synthèse issue des données actuelles, des différentes teintes et translucidités existantes pour les différents blocs de CFAO supra-implantaire.



Les différentes teintes et translucidités présentes sur le marché pour les blocs permettant de réaliser de la prothèse supra implantaire ont été reportées dans le tableau ci-dessus.

On observe, qu'en fonction de chaque marque, le teintier ainsi que le nombre de teintes et translucidités sont différents.

Pour GC® par exemple, seulement 5 teintes sont disponibles, dont 3 teintes correspondant à des tons clairs.

### II.3.3.2. Glaçage, maquillage.

La prothèse sortant de l'usinage est brute et ne peut être insérée en bouche en l'état. Il est nécessaire de réaliser un glaçage, ayant pour but de fermer les porosités de la céramique.

Le glaçage se fait par l'application d'un mélange de poudre de verre et de liquide glycérolé (la glasure) puis un passage au four. Avant ce glaçage, il est nécessaire de procéder à un polissage de la céramique et éventuellement un maquillage. Les matériaux actuels mis sur le marché en blocs ne permettent pas d'avoir une esthétique suffisante pour être mis en bouche directement après l'usinage.

Les couronnes en céramique obtenues par CFAO ont un niveau d'esthétique moindre par rapport aux couronnes céramiques stratifiées. *(Ceinos et al. 2016)*

Afin d'améliorer l'esthétique d'une couronne, il est donc favorable de réaliser un maquillage de la pièce prothétique (**Fig 67**). Dans le cadre de la CFAO directe, le dentiste se retrouve donc à endosser le rôle de prothésiste. *(Descamp et Fages 2016)* Ce maquillage entraîne du travail supplémentaire pour le dentiste ainsi qu'une augmentation du temps de réalisation de la prothèse. *(Descamp 2015)* Si le praticien souhaite déléguer cette tâche, il devra alors former son assistante à cette étape de maquillage.

D'après l'étude de ROQUES en 2013, réalisée dans le cadre d'une thèse d'exercice en chirurgie-dentaire, on observe que dans le cadre de la CFAO directe, les difficultés rencontrées ont été, pour 60%, dues à l'apprentissage et à la technique de maquillage. *(Roques 2014)*



**Fig 67:** Photo de la réalisation du maquillage d'une molaire usinée par CFAO. (*El Hammouti et al. 2017*)

## **II.4. Limites de la prothèse usinée par CFAO**

La qualité de la prothèse supra-implantaire usinée par CFAO va dépendre de plusieurs facteurs. En effet, chaque étape de production de la prothèse va influencer l'adaptation finale entre l'implant et la prothèse sus-jacente. La précision de la réalisation de l'empreinte est une des étapes majeures. Cette étape est influencée par le type d'empreinte réalisée, la position, l'angulation et la profondeur de l'implant (*Moreira et al. 2015*).

### **II.4.1. Choix des matériaux**

Dans le cadre de la CFAO nous avons donc à disposition différents matériaux : la céramique, la zircone, la résine, le métal (titane et cobalt chrome).

Lors de la CFAO directe, sans intervention du laboratoire, seules la zircone, la céramique et la résine sont accessibles au praticien. Dans le cas d'un patient bruxomane ou avec un espace prothétique faible, il est impossible de faire une couronne métallique avec une face vestibulaire en céramique par exemple.

De plus, les blocs de CFAO proposés par les différentes marques sont presque tous contre-indiqués pour les patients bruxomanes. Il semble donc délicat de prendre en charge ce type de patients par la CFAO.

#### II.4.2. Choix des teintes

La prothèse supra-implantaire réalisée en CFAO est dépendante des blocs proposés par les fournisseurs et le choix des teintes est donc limité. Certaines marques proposent une large gamme de teintes VITA® ou d'autres teintiers (Bleach®, Chromascop®, Vita 3D systeme master®), quand d'autres proposent une gamme plus restreinte (par exemple 9 teintes sur les 16 offertes par le teintier VITA®).

Il existe des blocs stratifiés afin d'augmenter l'esthétique, mais certaines marques n'en proposent pas. Face à ce choix de teintes limitées ainsi qu'à l'absence de blocs stratifiés dans certains cas, il est plus compliqué de réaliser des prothèses supra-implantaires esthétiques et de reproduire la teinte demandée.

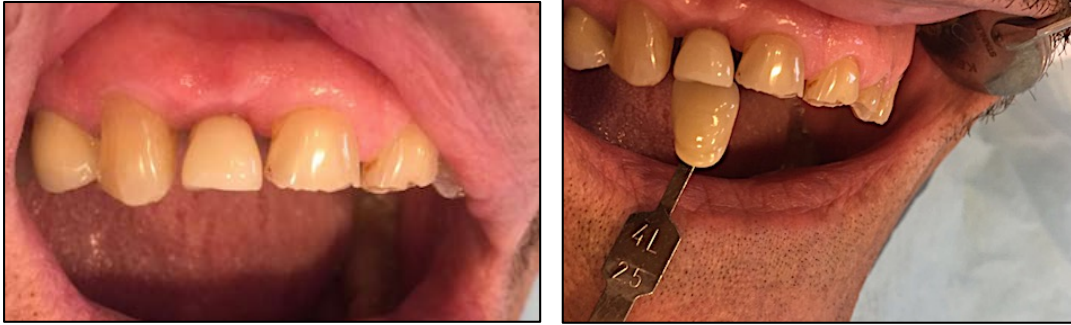
Pour les patients présentant des teintes particulières, l'ajout manuel de différentes couches successives, par la technique conventionnelle, réalisé par le prothésiste, disposant d'un choix de teintes plus variées, permet d'obtenir un résultat plus esthétique et plus ressemblant aux dents naturelles.

D'après l'étude de Kollmuss et al. en 2016, comparant des couronnes réalisées en CFAO directe grâce au CEREC, faites de manière conventionnelle et usinées en laboratoire CAD-CAM, le meilleur résultat d'un point de vue esthétique était obtenu pour les couronnes réalisées de manière conventionnelle. (*Kollmuss et al. 2016*)

Malgré le choix des teintes et différentes translucidités proposées, l'aspect d'une couronne est meilleur et la céramique plus belle avec la technique conventionnelle.

Comme nous l'avons exposé précédemment, chaque marque utilise un teintier différent : VITA®, Bleach®, Sirona®, Chromascop®, VITA SYST 3D MASTER®. Lorsque le prothésiste travaille avec quelques marques de blocs de CFAO, il ne dispose que d'un ou quelques teintiers. Dans l'hypothèse où le dentiste aura au cabinet opté, dans son cabinet, pour un type de teintier (par exemple, VITA), le prothésiste devra, s'il ne possède pas les blocs basés sur le même teintier, trouver une équivalence de teinte. La teinte étant dictée par les blocs disponibles, celle-ci sera donc à l'appréciation du prothésiste qui devra juger de la ressemblance entre les teintes des différentes marques.

Ces équivalences de teintes à opérer sont donc opérateurs-dépendants et sont également susceptibles de générer des problèmes d'esthétique ; ajouté à cela la nécessité de faire des séances supplémentaires entraînant donc une perte de temps pour le praticien comme pour le patient. (Fig 68)



**Fig 68:** Photos intra-orales avec anomalie de teinte d'une couronne transvissée sur implant en site de 12 réalisée par CFAO semi-directe. La teinte équivalente choisie par le prothésiste ne correspond pas à la teinte demandée par le dentiste (4L 2,5 du teintier VITA SYST 3D MASTER®). Courtoisie Dr MESSICA.

### II.4.3. Modélisation numérique

Avant l'usinage par FAO, la future prothèse doit être modélisée sur ordinateur à partir d'un modèle virtuel issu d'une empreinte optique (absence de modèle physique). Il est alors possible de faire valider par le dentiste le futur projet prothétique, grâce à une visualisation en 3D, avant que celui-ci ne soit réalisé. **(Fig 69)** La communication praticien-prothésiste est alors améliorée.



**Fig 69** : Photos de la modélisation en 3D du projet prothétique d'une dent 12 envoyées au dentiste pour validation de la forme de la future couronne. Courtoisie Dr MESSICA

Cette conception virtuelle, réalisée par le prothésiste, nécessite un savoir faire, une maîtrise des nouveaux logiciels informatiques et donc une formation appropriée en amont.

La modélisation numérique peut donc paraître compliquée pour des prothésistes expérimentés mais n'ayant pas été formés à cette discipline.

Il semble donc plus difficile pour un dentiste de trouver et de collaborer avec un prothésiste familiarisé avec la CFAO.

#### II.4.4. Occlusion

Un implant étant moins tolérant qu'une dent, la prothèse supra-implantaire nécessite d'autant plus d'attention quant à l'occlusion. En effet, pour rappel, l'implant est fixe, contrairement à la dent, et n'est pas entouré de ligament desmodontal.

Dans le cas d'une dent, le ligament a un rôle de proprioception et de protecteur : il permet, lors de l'application d'une force, l'absorption du choc et la distribution du stress. Nous notons donc l'absence de cet élément protecteur dans le cas d'un implant (*Assal et al. 2001*). De plus, le seuil de perception de l'implant est plus élevé que celui de la dent, c'est à dire qu'il faut une force plus grande pour que l'implant la perçoive (*Mariani et al. 2008*).

Lors de l'application d'une contrainte sur une prothèse implanto-portée, de type mastication par exemple, la diffusion des forces s'effectue directement au niveau de l'os cretal, par l'intermédiaire du col implantaire. En raison de l'absence du ligament parodontal, ces forces appliquées ne seront pas dissipées.

Tout cela peut donc entraîner, en cas de mauvais réglages occlusaux, une perte osseuse en cratère, une fracture de l'implant (*Naert et al. 2012*), des descellements et dévissages des couronnes supra-implantaires, des fractures cosmétiques ou bien des usures anormales excessives au niveau des dents antagonistes (*Missika et al. 2011*).

Il est important de noter également que la composition du matériau de la prothèse supra-implantaire influe sur le comportement biomécanique d'un implant (sa mobilité axiale ou latérale suite à une pression). En effet, d'après l'étude de Menini et al. en 2013, comparant la capacité d'absorption des chocs des différents matériaux utilisés en prothèse supra-implantaire grâce à la mesure de la force restituée à l'apex de l'implant après l'application d'une force sur le complexe implant-couronne, il a été observé différentes valeurs. Par exemple, pour un implant muni d'une couronne en zircone, on retrouve une force à l'apex de 641N, contre 484N et 444N pour deux vitrocéramiques. (*Bert et Leclercq 2015*)

Le réglage de l'occlusion est donc une étape clé dans la pérennité d'une prothèse supra-implantaire et passe, en premier lieu, par l'articulateur virtuel pour l'occlusion dynamique.

L'articulateur virtuel est un outil généralement intégré dans le logiciel de CAO afin de mimer la cinétique mandibulaire. **(Fig 70)** On distingue deux types d'articulateur virtuel : les articulateurs mathématiques et les articulateurs adaptables. *(Koralakunte et Aljanakh 2014)*

**L'articulateur mathématique** se base sur des simulations mathématiques des mouvements mandibulaires. Il est comparable à l'articulateur physique adaptable ou semi-adaptable puisqu'il est possible d'analyser l'angle initial et progressif de Bennett, les pentes condyliennes, les mouvements limites de propulsion/latéralité. La tige incisive est également réglable. *(Jaisson et Felenc 2014)*

**L'articulateur adaptable**, quant à lui, est programmé grâce à des données réelles de la cinétique mandibulaire, grâce à des enregistrements électroniques. Il est cependant peu utilisé en clinique.

Pour l'articulateur virtuel mathématique, les modèles peuvent être placés selon :

- une table de montage standardisée ;
- une table de montage personnalisée ;
- un double montage articulateur physique/articulateur virtuel.

Dans les situations de la table de montage, il s'agit alors d'un montage selon des moyennes.

*(Jaisson et Felenc 2014)*



**Fig 70:** Image de l'articulateur virtuel avec table personnalisée CEREC de Sirona® *(Jaisson et Felenc 2014)*

L'utilisation des tables de montages standardisées ou personnalisés est réalisable uniquement pour de petites restaurations : restauration unitaire ou bridge de petite taille. De plus, il est nécessaire que les dents adjacentes et antagonistes à l'édentement possèdent

un plan d'occlusion et de guidage préservés. L'emploi de ces tables de montages n'est cependant pas possible dans le cas de patients bruxomanes. (*Jaisson et Felenc 2014*)

Pour l'occlusion par l'intermédiaire de table de montage passant par des moyennes, celles-ci sont acceptables en cas de restaurations encastrées ou présentant des structures anatomiques résiduelles suffisantes.

En cas d'absence de guide antérieur, de nécessité de rehaussement de la DV, des évaluations cliniques préalables seront obligatoires. Cela entraîne donc une complexité plus importante et un temps de réalisation accru. (*Laplanche et Duminil 2011*)

Dans le cas de grandes restaurations, de manque de calage postérieur, il s'avère délicat d'envisager une empreinte optique. En effet, l'accumulation des erreurs lors du scannage par distorsion ainsi que l'absence de repères pour obtenir une occlusion fixe, induit l'impossibilité d'utiliser l'empreinte optique dans ces conditions, sous risque d'erreurs trop importantes.

Le double montage articulateur physique/articulateur virtuel paraît nécessaire dans le cas de grands édentements où les guidages sont absents et où le plan d'occlusion est à restituer. Il s'agit d'un montage vrai en articulateur physique avec arc facial puis le tout est scanné et transféré numériquement vers un articulateur mathématique. (*Laplanche et Duminil 2011*) Dans cette situation, la chaîne du tout numérique est rompue et de ce fait les erreurs qui avaient été évitées grâce au numérique refont surface. L'empreinte optique et la CFAO semblent donc peu intéressantes dans ces cas-là.

Dans le cas de réalisation de prothèses multiples, il peut paraître compliqué de bien régler l'occlusion en dynamique car, dans certains logiciels, on note l'absence d'articulateur virtuel (*Zimmermann et al. 2015*).

Dans le cadre de la CFAO, toute l'occlusion est réalisée virtuellement. Habituellement, aucun modèle physique n'est créé. Cependant, lors de l'utilisation de la zircone, pré-frittée, nous avons vu précédemment qu'il existe une certaine rétraction après la cuisson. A ce stade,



il n'existe plus de moyen de procéder à des vérifications et on peut donc se retrouver avec un léger faussement dans l'occlusion. Dans le cas de la CFAO directe et semi-directe on ne possède pas de modèles physiques afin de contrôler et éventuellement de retoucher l'occlusion post-usinage.

Pour conclure, l'occlusion statique et dynamique peut donc être gérée par la CFAO. Cependant, elle est possible en CFAO directe uniquement pour de petites restaurations. Dans le cas de grandes restaurations ou de patients présentant un contexte occlusal défectueux, il est nécessaire de repasser par l'articulateur physique, et donc il est vain d'utiliser l'empreinte optique. *(Maestre-Ferrín et al. 2012)*

### **III. Limites environnementales, économiques, conjoncturelles.**

Les caméras intra-orales et la prothèse usinée par CFAO ne présentent pas uniquement des limites techniques, intrinsèques à l'équipement. Des limites économiques (coût de cet investissement), conjoncturelles (enseignement de cette nouvelle discipline) et environnementales (limites socioculturelles) sont également à prendre en considération.

#### **III.1.Limites économiques**

La technologie numérique représente un investissement financier important à la fois pour le praticien et pour le prothésiste.

##### **III.1.1. Coût de la caméra et maintenance.**

Nous avons vu qu'il existait 3 types de CFAO : directe, semi-directe et indirecte. Dans le cas de la technique indirecte, le praticien n'a aucun investissement, ni dans une caméra car l'empreinte est faite de manière physico-chimique, ni dans des machines d'usinage car tout est réalisé au laboratoire.

Pour ce qui est de la CFAO directe et semi-directe, le praticien doit s'équiper d'une caméra intra-orale.

Comme exposé dans la partie I, il en existe un certain nombre sur le marché. Les prix varient de 20.000€ pour la Condorscan® à 49.000€ pour la Trios® par exemple. Pour les caméras Sirona®, l'achat mais aussi la location sont possibles. Certaines marques proposent de prêter gratuitement la caméra au dentiste à condition de produire un certain nombre d'éléments prothétiques par mois.

A ce coût d'achat peuvent s'ajouter des dépenses annexes.

En effet, les différentes évolutions des matériels peuvent impacter sensiblement un budget:

- la **maintenance du matériel** : le calibrage de la caméra est éventuellement nécessaire ; il est essentiel de s'informer s'il doit être effectué au cabinet ou en usine. Le coût de ce calibrage peut éventuellement être compris dans un abonnement annuel ;
- l'**évolution des logiciels** : il faut se renseigner si les différentes mises à jour sont payantes ou bien comprises dans le cadre d'un abonnement mensuel ;

– **l'évolution de l'informatique** et des **techniques de caméra** : avec le renouvellement rapide et constant des nouvelles technologies et l'évolution des logiciels, le remplacement du matériel informatique peut s'imposer au bout de 3 ou 4 ans. De plus, les caméras optiques évoluent rapidement, il est donc important de s'informer sur les solutions de reprise commerciale en cas d'évolution technologique majeure.

Actuellement, de plus en plus de fournisseurs proposent la solution de location de caméras permettant d'avoir accès aux dernières versions matérielles.

L'investissement du praticien ne s'arrête donc pas simplement à l'achat de la caméra, mais s'étend à de nombreuses dépenses annexes que le dentiste devra bien prendre en compte avant d'envisager un tel investissement.

Pour les praticiens souhaitant réaliser de la CFAO directe au cabinet, s'ajoute à la caméra, l'achat d'une usineuse et d'un four, ce qui représente un investissement supplémentaire non négligeable.

### **III.1.2. Coût du consommable pour le praticien.**

En plus de la caméra intra-orale, d'autres matériaux annexes sont à acheter. **(Fig 71)**

Tout d'abord **l'embout intra buccal** est à considérer comme un consommable. En effet, en fonction des différentes caméras, plusieurs options sont possibles. Soit il est nécessaire d'acheter les gaines protectrices comme pour l'iTero Element® (60€ la boîte de 25 gaines protectrices), ou bien les têtes amovibles autoclavables (Planscan®, Trios®) qui devront, au bout d'un certain temps, être remplacées car elles s'usent avec les usages quotidiens et les multiples cycles de stérilisations.

Pour les caméras nécessitant un poudrage préalable à la prise d'empreinte, comme la 3M True Definition Scanner®, des réserves de **poudre** adaptées à chaque type de caméra optique sont à prévoir.

L'empreinte optique nécessitant un environnement exempt de fluides, tout le **matériel permettant d'endiguer les fluides** est à prendre en compte : cotons salivaires, différents systèmes comme CAP°DENT®, les écarteurs de bouche, écarteurs de langue... **(Fig 40)**

Pour la CFAO directe, le **matériel pour l'usinage** s'ajoute. Le praticien devra acheter différentes choses :

- les blocs de CFAO afin d'usiner ses éléments prothétiques ainsi que les instruments pour maquiller les éléments prothétiques.

En raison du coût des blocs de CFAO (150€/5blocs), le praticien devra investir dans une large gamme de blocs pour être à l'aise dans ses réalisations prothétiques. Dans le cas où l'investissement sera moins important, le dentiste se verra donc plus limité dans le choix des teintes. La réalisation d'une dent esthétique s'avèrera donc plus difficile avec un panel de teintes courantes mais limitées, ne répondant pas à des besoins esthétiques spécifiques chez certains patients ;

- les coffrets de maquillage, qui diffèrent en fonction du matériau utilisé pour la pièce prothétique. En effet, des produits de maquillage existent spécifiquement pour la céramique et d'autres pour les matériaux résineux (céramiques hybrides, résines composites utilisées pour les restaurations provisoires). (*Ceinos et al. 2016*)



**Fig 71:** Vue d'ensemble du matériel consommable nécessaire pour un chirurgien dentiste dans le cadre de la CFAO directe

Le praticien devra aussi se charger de la maintenance de l'usineuse (changement des fraises) et de celle du four.

L'empreinte optique et la CFAO représentent donc un coût certain pour le praticien. D'après l'étude de ROQUES en 2013, réalisée dans le cadre d'une thèse en chirurgie-dentaire, le coût des machines de CFAO est la raison pour laquelle 68% des praticiens n'utilisent pas la CFAO et pour 46% c'est le coût de la caméra intra-orale. (*Roques 2014*)

### III.1.3. Rentabilité de l’empreinte optique

On observe une évolution constante et rapide du numérique, entraînant l’obsolescence des différents systèmes achetés au fur et à mesure de l’évolution. Le praticien et le prothésiste investissent dans des machines qui risquent de ne plus être adaptées par rapport aux dernières avancées. Il s’agit donc d’un gros investissement, qu’il faudra rentabiliser assez rapidement, sinon le praticien risque d’utiliser des instruments désuets car faute de rentabilité, il ne pourra les remplacer.

Avant d’entamer un tel investissement, il est important de se poser plusieurs questions:

- le **nombre d’éléments prothétiques** qu’il sera nécessaire de réaliser dans le mois afin d’être rentable ;
- la manière **d’organiser son planning** pour être le plus efficace possible et ne pas perdre de temps.

En effet, comme vu précédemment, les différentes machines et éléments consommables ont un coût important et il faut pouvoir rentabiliser ce coût. En fonction du type de CFAO effectuée, l’investissement sera plus ou moins important. Il faudra bien se renseigner auprès du commercial pour savoir, avec le prix de la prothèse réalisée, combien d’éléments prothétiques il est nécessaire de faire.

De plus, lors de la pratique de la CFAO directe, il faut prendre en compte le temps pendant lequel le patient n’est pas sur le fauteuil et le dentiste doit réaliser la conception de la prothèse, procéder à l’usinage et éventuellement au maquillage et à la cuisson de la pièce. Ces moments de travail annexe, peuvent être considérés comme une perte de temps, et donc une perte de revenu.

Certains praticiens forment leurs assistantes à la réalisation de quelques-unes de ces étapes pour les décharger nécessitant alors une organisation particulière du planning.

La rentabilité de cette empreinte optique et de la CFAO dépend de deux facteurs incontournables : la quantité d’éléments prothétiques fabriqués mais également de l’organisation inhérente à cette nouvelle pratique afin de rentabiliser le planning du praticien.

### III.1.4. Investissement du prothésiste

Le prothésiste doit réaliser un investissement important lorsqu'il souhaite faire de la CFAO. Parfois il s'agit d'une volonté de sa part d'évoluer vers ces nouvelles techniques, ou alors il investit afin de répondre à la demande des praticiens avec lesquels il travaille.

#### III.1.4.1. Coût du scanner, de l'usineuse, du four et maintenance

Pour la CFAO, le prothésiste doit investir dans différentes machines : **(Fig 72)**

- un **scanner de laboratoire** afin de pouvoir numériser les empreintes au plâtre obtenues après l'envoi d'une empreinte physico-chimique par le dentiste dans le cadre de la CFAO indirecte ;

- un **poste de CAO** ;

Le coût de l'ensemble scanner et poste de CAO est compris entre 20 000€ et 35 000€.

- Si le prothésiste décide d'investir également dans une **unité de production**, et non pas d'envoyer vers un centre d'usinage, alors il faudra compter entre 40 000 et 170 000€ pour une usineuse et un four. *(C.N.I.F 2009)*

Il existe différentes usineuses sur le marché, chacune permettant de fabriquer différents éléments prothétiques. Les usineuses classiques permettent d'usiner des blocs de CFAO.

Sirona® propose 3 usineuses n'ayant pas toutes les mêmes capacités. Par exemple, un des appareils ne peut concevoir que des structures unitaires, l'autre uniquement jusqu'à 3 ou 4 éléments en armature, ou encore une autre jusqu'à 12 éléments. Pour cette dernière, il faut tout de même prendre garde au phénomène de distorsion. L'investissement du prothésiste dépend donc de la machine avec laquelle il souhaite travailler. Tout cela est à choisir de manière à pouvoir répondre aux demandes des praticiens *(Sirona® 2017b)*.

A cela vient s'ajouter l'achat des **différents logiciels** permettant de réaliser la **CAO**.

Pour les prothésistes souhaitant réaliser des éléments prothétiques de plus grande étendue, certaines marques proposent des disques de CFAO. Il est cependant nécessaire d'avoir des machines-outils adaptées à ces disques. Soit les prothésistes sous-traitent avec des centres d'usinages possédant ce type de machine ou bien ils investissent dans un tel appareil.

Il s'agit donc d'un investissement conséquent pour le prothésiste en termes de machines.



**Fig 72** : Vue d'ensemble des différentes machines nécessaires à l'investissement du prothésiste : un scanner de table, un poste de CAO, une usineuse et un four

A tout cela vient s'ajouter la **licence de CAO** qui est aux alentours de 5 000€.

#### III.1.4.2. Coût des matériaux et du consommable

Afin de réaliser les éléments prothétiques, il est nécessaire pour le prothésiste d'acheter différents matériaux :

- les **blocs de CFAO**. Il a le choix entre différentes marques, proposant chacune différentes gammes de teintes.

Un bloc de CFAO ne sert en général que pour une seule restauration. La boîte de 5 blocs coûte en moyenne 150€, et il faut compter dans les 270€ en moyenne pour une boîte de 5 blocs de grandes tailles (type Emax Zir Cad taille B40 d'Ivoclar Vivadent®).

- le matériel pour réaliser le **maquillage** des éléments prothétiques. Pour une boîte contenant une palette de plusieurs couleurs avec les pinceaux, il faut compter en moyenne 450€ (**Fig 73**). Il est également possible d'acheter un flacon de 15mL à l'unité, au coût de moyen de 55€.



**Fig 73:** Coffret de maquillage Optiglaze Color® de la marque GC® (GC® 2017b)

– les **fraises des machines**. Au bout de 25 usinages, en moyenne, il est nécessaire d'effectuer le changement de ces fraises (Sirona® 2012a). Leur nombre est dépendant du nombre d'axes de l'usineuse choisie : il peut y en avoir 3 ou 5.

Un lot de 6 fraises, pour une usineuse MC XL de chez Sirona® par exemple, coûte environ 200€.

La CFAO représente un réel investissement de la part du prothésiste. Un laboratoire va investir si les dentistes avec lesquels il collabore expriment l'envie de travailler avec la CFAO. Pour un petit laboratoire, un tel investissement peut paraître difficile s'il n'est pas sûr de pouvoir rentabiliser ses machines. Une étude réalisée en 2012 auprès des prothésistes montre que certains possesseurs de la technologie CFAO finissaient par y renoncer pour des raisons économiques (mauvais choix ou bien marché inexistant auprès de la clientèle du laboratoire) ou, au final, par manque d'intérêt pour ces nouvelles technologies. (*Technologie Dentaire 2012*)



### III.1.5. Synthèse issue des données actuelles

Matériel nécessaire et prix		DENTISTE	PROTHÉSISTE
Caméra intra-orale	20 000€ à 50 000€	☐	☐
Scanner de table	20 000€ à 35 000€	☐	☐
Logiciel CAO		☐	☐
Usineuse	40 000€ à 170 000€	☐	☐
Four		☐	☐
Blocs CFAO	150€/5 blocs	☐	☐
Maquillage	450€ le lot	☐	☐
Mat endiguer les fluides	100€ (Optragate)	☐	☐
Matériel caméra (embouts + poudre)		☐	☐
Licence	5000€	☐	☐
Consommable usineuse	200€/lot de 6 fraises	☐	☐

**Tab 6** : Tableau récapitulatif de l'investissement nécessaire pour le dentiste et le prothésiste. (☐:spécifique pour la CFAO directe)

## III.2. Limites de l'enseignement

### III.2.1. Recul clinique

L'empreinte optique est instaurée en France depuis les années 1970. Cette technologie, présente depuis bientôt 50 ans, a subi de très nombreuses évolutions au cours des années. Dans le cadre de l'implantologie, encore peu d'études ont été réalisées sur la longévité de ces prothèses faites en CAD/CAM : le recul clinique est donc relativement faible.

### III.2.2. Etendue des connaissances

Plusieurs études ont été menées ainsi que de nombreux articles ont été rédigés sur la CFAO et l'empreinte optique, en prothèse fixe et également en prothèse fixe sur implant. Ces divers éléments présents dans la littérature nous ont permis de connaître ces différentes techniques, d'en apprendre les limites et les avantages, d'évaluer l'efficacité de l'empreinte numérique par rapport aux techniques traditionnelles.

Cependant, on observe que nombre de ces études ont été réalisées *in vitro*. Bien qu'apportant de nombreuses réponses et explications fiables, étudier le fonctionnement d'une empreinte optique sur un modèle en plastique en extra-oral supprime une partie des difficultés rencontrées lors du scannage en bouche : absence de sang et salive, pas de problème d'ouverture buccale, et de ce fait biaise les résultats de manière relativement importante.

### **III.2.3. Formation des étudiants en chirurgie dentaire**

#### **III.2.3.1. Investissement pour la faculté**

L'enseignement de la CFAO implique un apprentissage aussi bien théorique que pratique. Pour cela, les différents UFR d'Odontologie doivent investir à la fois en termes financiers et humains.

##### **➤ Financier**

Nous avons décrit précédemment tout le matériel nécessaire afin de réaliser des éléments prothétiques en CFAO. La faculté devra donc se procurer des caméras intra-orales, des usineuses, des fours, les produits consommables (les fraises, les blocs de CFAO, le matériel à maquillage...). Il faudra également compter les abonnements aux logiciels de CAO, et les différentes maintenances.

La quantité d'étudiants à former en même temps impose d'avoir à disposition plusieurs exemplaires des différents outils, notamment de caméras intra-orales.

Il s'agit donc d'un réel effort financier pour la faculté ainsi que pour les différents hôpitaux dans lesquels l'enseignement pratique est assuré.

##### **➤ Humain**

L'enseignement de ces nouvelles technologies implique pour les professionnels (enseignants, praticiens hospitaliers), de maîtriser cette pratique pour pouvoir enseigner aux étudiants les différentes étapes de mise en œuvre.

L'empreinte optique, première étape de la CFAO, est un procédé nécessitant un apprentissage précis suivi d'une courbe d'adaptation avant d'atteindre un niveau correct.

Pour cela, l'étudiant doit être encadré et guidé pendant sa formation, afin d'apprendre à obtenir un enregistrement optimal.

De plus, la faculté devra s'entourer de prothésistes pratiquant la CAO/FAO, pour les cas ne pouvant être réalisés en technique directe.

### III.2.3.2. Enseignement CFAO et empreinte optique

De nombreux dentistes ne pratiquent actuellement pas la CFAO par manque de formation lors de leur cursus universitaire et donc connaissances dans ce domaine. Le moyen d'étendre cette technique est, en tout premier lieu, de former les jeunes dentistes à cette technologie et donc de dispenser un enseignement spécifique aux étudiants lors des études en odontologie. Seules quelques facultés, comme la faculté de Lyon, pratiquent la CFAO dans leurs enseignements cliniques, tandis que d'autres, comme la faculté de Garancière, ne dispense pas de réel enseignement dans cette discipline pour le moment. Deux séances de TP (travaux pratiques) en P2 dédiées à l'empreinte optique ont été misent en place il y a 3 ans, mais aucune autre formation vraie n'est encore dispensée à Garancière.

Actuellement, la formation concernant la CFAO et l'empreinte optique est réalisée par les sociétés en charge de la vente des produits. Or, pour opter pour cette technique en faisant un choix raisonné et pratiquer la CFAO et l'empreinte optique de manière efficace, il est nécessaire d'en avoir une connaissance préalable, d'en avoir analysé ses avantages et ses limites. Commencer une nouvelle technologie peut s'avérer délicat si toutes les connaissances ne sont pas acquises. La formation sur ce type de technologie ne peut pas être du seul ressort de sociétés privées puisque nécessairement entachée de non-neutralité. L'enseignement de ces nouvelles technologies en faculté semble donc essentiel voire obligatoire pour offrir aux générations futures de dentistes voués à les utiliser une véritable formation adaptée

#### ➤ **Publication au journal officiel**

Actuellement, la CFAO n'est pas dans les programmes officiels de l'enseignement en Odontologie (*ESR 2013*). Cette absence n'incite pas les facultés à modifier leurs programmes afin d'introduire l'enseignement de ces nouvelles technologies dans la formation des futurs dentistes.

### III.2.4. Formation continue en CFAO et empreinte optique

Comme nous l'avons vu précédemment, la formation initiale de ces deux disciplines est dispensée dans peu de facultés, ainsi seule une formation continue postuniversitaire permet de se former dans le domaine de la CFAO et de l'empreinte optique. Cela implique donc un investissement personnel et financier de la part du dentiste.

La formation continue des chirurgiens-dentistes peut passer par :

- des **diplômes universitaires** (DU) ;
- des **certificats d'études supérieures** (CES) ;
- des **congrès annuels**, tels que le congrès de l'ADF ou les Entretiens de Garancières.

Actuellement, seules 2 facultés sur les 16 présentes en France (Toulouse et Montpellier), offrent la possibilité d'effectuer un DU sur la CFAO, tandis qu'aucunes ne proposent de CES. *(Université Toulouse III 2017) (Université Montpellier 2017).*

Le congrès de l'ADF et les Entretiens de Garancière sont deux évènements majeurs pour les chirurgiens-dentistes souhaitant approfondir leurs connaissances par l'intermédiaire de conférences et travaux pratiques (TP). Pour l'année 2017, la thématique de la CFAO et de l'empreinte optique ont été abordées.

De plus, lors du congrès de l'ADF, de nombreuses sociétés présentent les dernières nouveautés en matière de caméras intra-orales et machines de CFAO.

Les DU et CES donnent accès une formation complète de ces techniques permettant d'en connaître les bases. Ils restent accessibles aux dentistes mais nécessitent un réel investissement en terme de temps et financier. En effet, ces formations impliquent des cours et formation clinique imposant au dentiste de réduire son temps de travail au cabinet afin d'y participer, ainsi qu'un coût annuel important, surtout pour de jeunes dentistes.

Lors des congrès, ces conférences et travaux pratiques permettent quant à eux d'étendre et de perfectionner ses connaissances dans les différents domaines. Ce type de formations s'adresse donc plus à des praticiens initiés à ces techniques.

Le praticien aura donc tendance à vouloir se perfectionner dans des domaines qu'il connaît déjà, optant pour des conférences portant sur des sujets qu'il pratique.

De plus, la multitude de marques présentées au salon de l'ADF peut effrayer un dentiste novice en la matière.

Il existe donc plusieurs moyens de se former ou d'améliorer ses connaissances, néanmoins la demande de ces formations reste à l'initiative des dentistes. L'absence de volonté de ces derniers à se former aux nouvelles avancées de la dentisterie, pourrait expliquer en partie la présence réduite de l'empreinte optique et de la CFAO en cabinet dentaire.

La CFAO et l'empreinte optique font donc parties intégrantes des formations continues actuelles, mais semblent majoritairement cibler les praticiens pratiquant déjà ces techniques.

### **III.3. Limites socioculturelles.**

#### **III.3.1. Pratiques professionnelles en fonction de l'âge**

L'investissement dans une technologie telle que la CFAO nécessite donc un placement financier important ainsi qu'une nouvelle formation et un apprentissage pour le dentiste.

Un praticien jeune sera plus enclin à investir dans une telle technologie qu'un praticien plus âgé. En effet, le coût très important peut être un frein quand il reste au praticien seulement quelques années d'exercice. De plus, le changement d'une technique parfaitement maîtrisée, peut s'avérer être une étape délicate voire compliquée.

Un praticien débutant n'est pas encore installé dans des habitudes, et est souvent plus ouvert aux différentes techniques susceptibles de lui être proposées. De plus les nouvelles générations de dentistes sont déjà plus familiarisées aux nouvelles technologies et aux avancées de l'informatique.

Même si l'âge joue un rôle indéniable dans l'utilisation de ces nouvelles technologies, des praticiens déjà expérimentés pratiquent néanmoins la CFAO et l'empreinte optique.

### III.3.2 Courbe d'adaptation et d'apprentissage

Dans le cadre de la CFAO semi-directe ou directe, le praticien utilise une caméra optique. Ce nouvel outil d'empreinte nécessite un temps d'apprentissage puis d'adaptation, qui suit une courbe d'apprentissage. *(Bartala et Duret 2014)*

D'après l'étude de Lee et al., cette courbe d'apprentissage diffère en fonction de l'expérience du dentiste. En effet, entre des étudiants n'ayant quasiment aucune expérience et des dentistes de 5 ans d'expérience et maîtrisant la technique conventionnelle, les jeunes étudiants adhèrent plus aisément à cette nouvelle technologie. *(Lee et al. 2013)*

Le passage de la technique conventionnelle à la technique numérique est réalisable pour tous les praticiens, avec plus ou moins de facilité en fonction des habitudes de chacun et du système d'empreinte optique utilisé (caméras nécessitant un poudrage préalable). Changer des habitudes ancrées depuis plusieurs années peut apparaître comme difficile et donc freiner certains praticiens.

## **IV. Potentialisation de la technique**

Dans le domaine implantaire, un consensus concernant les technologies numériques a été établi par l'EAO (European Association for Osseointegration) en 2015. Il statue sur le manque de littérature dans le domaine de la prothèse supra-implantaire par CFAO et la nécessité de recherches futures dans ce domaine. (*Hämmerle et al. 2015*)

### **IV.1. Evolutions envisageables**

#### **IV.1.1. Modifications de la caméra**

Comme exposé dans la partie II, nous avons évoqué la possibilité d'un certain nombre d'améliorations pour les caméras.

Des fluides, comme la salive ou le sang pouvant empêcher la prise d'empreinte, le praticien et l'assistante doivent redoubler d'attention lors de cette opération. Il serait souhaitable voir nécessaire pour améliorer cet acte, que la caméra puisse capter ces éléments cachés par ces fluides. (*Alghazzawi 2016*)

Certaines caméras possèdent une tête de scannage encore imposante, pouvant paraître encombrante pour le patient. Une réduction de l'embout de scannage, tout en gardant un champ de scannage acceptable et en veillant à ne pas perdre en stabilité et en maniabilité, accroîtrait non seulement le confort du patient mais également les conditions d'exercice pour le praticien.

De plus, afin d'avoir une asepsie convenable pour toutes les caméras, il serait nécessaire que tous les embouts de scannages soient autoclavables. En effet, l'asepsie étant assurée par l'intermédiaire de lingettes désinfectantes pour la plupart des caméras, ce nettoyage est personne-dépendante : un risque, même faible, peut subsister.

La difficulté dans le scannage peut apparaître en raison des contraintes de distance (au contact ou à distance des dents) imposées par la caméra. Avec la suppression ou l'amélioration de cet obstacle technique, la manipulation serait plus aisée et faciliterait l'acte en cas de patients présentant une petite ouverture buccale

De petites interférences peuvent subsister lors du scannage des surfaces, notamment métalliques, avec l'utilisation des caméras sans poudrage. Pour un meilleur scannage, il conviendrait donc d'améliorer ce type de caméras afin de pallier cet inconvénient.

Enfin, une réelle réflexion doit être menée pour repenser la conception des logiciels des caméras afin de :

- Pouvoir **capter de grandes étendues de gencive**, sans repère dentaire, afin d'enregistrer de plus grands édentements. En effet, les édentements complets sont aujourd'hui une des principales limites des empreintes optiques ;
- Pouvoir **contrer le phénomène de distorsion** rencontré lors du scannage de plan courbe.

#### **IV.1.2. Amélioration du choix de matériaux et teintes**

Les prothèses fabriquées par CFAO sont dictées par la taille des blocs disponibles. Les machines-outils existantes actuellement pour la CFAO directe n'acceptent que des blocs permettant d'usiner uniquement des éléments prothétiques de 3 éléments au maximum. L'idéal serait d'avoir des machines-outils de CFAO directe permettant l'usinage des blocs de plus grande taille.

Pouvoir usiner des blocs de taille plus importante sans avoir à passer par des centres d'usinage serait à envisager dans le cas de la CFAO semi-directe ou indirecte.

Cette amélioration implique plusieurs facteurs : tout d'abord la capacité des prothésistes à investir dans des machines plus imposantes (moyennant un coût plus important), ensuite la modification des usineuses déjà existantes en vue d'accepter des blocs de plus grande taille.

Un des principaux problèmes demeure la qualité esthétique des prothèses réalisées par CFAO. En effet, malgré l'existence des différents blocs stratifiés proposés par certaines



marques, le rendu esthétique s'avère moins satisfaisant que pour une prothèse fabriquée traditionnellement.

Le concept de blocs stratifiés devrait être développé à plus grande échelle et offrir une gamme de teintes plus large.

De plus, le maquillage reste encore nécessaire afin d'obtenir un rendu esthétique optimal, impliquant l'intervention du dentiste ou du prothésiste, et dans le cas de la CFAO directe, dépendante de l'aptitude du dentiste ou de l'assistante dentaire. Une nette évolution serait de pouvoir programmer le maquillage par CAO et rendre les machines-outils aptes à l'effectuer.

De même, reste problématique l'équivalence des teintes réalisées par les prothésistes lorsque le teintier du dentiste est différent de celui correspondant aux blocs utilisés par le prothésiste. Une harmonisation des blocs des différentes marques par l'emploi d'un même teintier ou par l'établissement d'un ouvrage de références regroupant toutes les équivalences de teintes selon des normes de saturation et de translucidité, permettrait de palier ce problème.

Certaines caméras intra-orales comme la Trios de 3Shape® ont mis en place un système de prise de teinte automatique ainsi que la possibilité de joindre des photos à l'empreinte. Les erreurs de prise de teinte par le dentiste sont ainsi diminuées. L'extension vers toutes les caméras de cette prise de teinte automatique améliorerait non seulement l'efficacité de la prise de teinte mais aussi l'esthétique : disparition d'un intermédiaire (le dentiste), seul le prothésiste appréciera la teinte.

#### **IV.1.3. Formation en empreinte optique et CFAO**

Comme nous l'avons décrit précédemment dans la partie III, la formation concernant l'empreinte optique et la CFAO est encore peu réalisée dans les différentes facultés d'odontologie en France et les formations se font par l'intermédiaire de diplômes postuniversitaires payants ou bien par l'intermédiaire de commerciaux de sociétés privées qui fournissent le matériel.

L'absence de formation en amont, dans le cadre d'un cursus universitaire, a une part importante dans le faible taux de dentistes pratiquant la CFAO. En effet, n'ayant pas eu de véritables connaissances approfondies sur cette technique, ils ne souhaitent donc pas investir dans la CFAO et l'empreinte optique.

Compte tenu de l'environnement technologique et des avancées de l'informatique, l'inscription obligatoire de cette formation au programme des études en odontologie s'avère presque inéluctable pour les futurs dentistes. En effet, cette obligation d'enseignement qui, certes représente une contrainte pour les différentes facultés, offrira aux futurs dentistes l'aptitude, la capacité, et même les compétences pour choisir la technique appropriée en fonction des différentes situations cliniques auxquelles ils seront confrontés. Pour les praticiens déjà expérimentés, il serait opportun d'ajouter des formations et diplômes postuniversitaires accessibles à un plus grand nombre.

Le choix d'un investissement dans une telle pratique doit émaner d'une décision réfléchie en toute connaissance de cause, comprendre les indications, les contre-indications, les avantages et les limites de la technique.

#### **IV.2. Intérêt empreinte optique**

L'empreinte optique présente de nos jours de nombreux avantages comme la facilité d'utilisation, un confort accru pour le praticien et le patient, un transfert d'informations avec le prothésiste facilité.

Cependant, comme exposé dans les parties précédentes, plusieurs limites subsistent quant à l'utilisation de l'empreinte optique en implantologie. Des limites intrinsèques subsistent telles que l'ergonomie de la caméra (poids, taille), l'asepsie, le risque de collapsus des tissus mous entourant l'implant, l'environnement buccal (salive, sang, joues, lèvres, langue) et l'étendue de l'acquisition.

Le scannage optique d'édentements trop importants (supérieurs à 4 dents) n'est, à ce jour, toujours pas suffisamment précis et donc optimal, quel que soit le système utilisé. Il s'agit d'une des limites majeures de cette technique.

Dans le cas où les fournisseurs se pencheraient sur les différents problèmes inhérents aux caméras optiques afin de les surmonter, on pourrait espérer une évolution nette de ces dernières (scannage d'édentements de grande étendue, prise de l'empreinte dans des conditions moins strictes, asepsie optimale, etc.). Ceci pourrait permettre à un plus grand nombre de chirurgiens-dentistes de sauter le pas tout en gardant à l'esprit que le coût important de ces machines reste tout de même le principal frein à cet investissement.

### **IV.3. Intérêt CFAO**

La CFAO a permis de remplacer les étapes classiques de préparation de prothèses fixes telles que le moulage des modèles, le montage de la céramique par stratification, etc.

La fabrication prothétique est alors standardisée avec une meilleure reproductibilité, une qualité de matériaux relativement constante, une rapidité d'exécution.

*(Miyazaki et al. 2009) (Santos et al. 2015)*

Néanmoins, tout comme l'empreinte optique, la CFAO présente de nombreuses limites intrinsèques à la technique telles que le choix limité des teintes et tailles des matériaux, une esthétique moindre, l'incapacité de prise en charge des patients présentant un contexte occlusal défectueux.

A ceci il conviendra de souligner la faible voire non représentativité de l'enseignement de cette pratique lors du cursus universitaire d'odontologie dans la plupart des facultés françaises. Enfin, le coût pour le praticien ainsi que pour le prothésiste peut représenter un obstacle non négligeable.

Afin d'encourager les praticiens à utiliser la CFAO au sein de leur cabinet et d'étendre cette pratique, il apparaît comme nécessaire de travailler sur le rendu esthétique des prothèses supra-implantaires usinées, la possibilité de prise en charge de patients présentant des problèmes d'occlusion, etc., sans quoi les chirurgiens-dentistes ne souhaiteront pas investir.

La CFAO reste néanmoins, une technique approuvée dans le cas de réhabilitation prothétique implantaire simple, avec un contexte occlusal idéal, dans une zone anatomique peu esthétique.

## **CONCLUSION**

Si au terme de ce travail nous avons pu constater qu'il existait, certes, plusieurs limites à l'utilisation de l'empreinte optique et de la CFAO pour des réhabilitations implantaires, il existe néanmoins de nombreux avantages.

Ces limites concernent majoritairement les cas de prise en charge d'édentements étendus avec un environnement buccal complexe ou se trouvant dans une zone esthétique, ainsi que la possibilité de travailler avec un prothésiste pratiquant et maîtrisant cette technique.

Une réelle expansion de l'utilisation de ces techniques peut être envisagée sous conditions que les fournisseurs continuent à perfectionner les outils propres à la CFAO et donc pallier ces limites, même si le coût, principal frein de l'investissement pour le chirurgien-dentiste, ne serait pas pour autant diminué.

Outre le coût, la formation au préalable pouvant être acquise à l'université n'est pour l'instant pas encore démocratisée. Les jeunes praticiens pouvant être intéressés se retrouvent alors freinés dans leur investissement par manque de connaissances.

La décision d'investir dans une telle technique doit être un choix murement réfléchi et en toutes connaissances de causes.

Il est important de se demander si le coût qu'implique cette pratique ne pourrait pas être la cause d'un surtraitement de la part des dentistes dans un souci de rentabilité.

Notre sujet s'est limité aujourd'hui à l'implantologie, cependant les limites exposées au cours de ce travail restent néanmoins applicables, pour la plupart, à la prothèse dento-portée usinée par CFAO.

## **BIBLIOGRAPHIE**

- 3 Shape®. TRIOS - Vidéo enregistrement arcade [Internet]. 2017 [cité 14 sept 2017]. Disponible sur: <http://www.3shape.com/en/new-products/trios/intraoral-scanners#myModal>
- 3M Espe®. 3M True Definition Scanner, l'expertise du soin oral [Internet]. 2013. Disponible sur: [http://solutions.3mfrance.fr/3MContentRetrievalAPI/BlobServlet?lmd=1406015139000&locale=fr\\_FR&assetType=MMM\\_Image&assetId=1361808249127&blobAttribute=ImageFile](http://solutions.3mfrance.fr/3MContentRetrievalAPI/BlobServlet?lmd=1406015139000&locale=fr_FR&assetType=MMM_Image&assetId=1361808249127&blobAttribute=ImageFile)
- 3M Espe®. 3M True definition scanner. 2015  
[http://solutions.3mfrance.fr/wps/portal/3M/fr\\_FR/3M\\_ESPE/Dental-Manufacturers/.2015](http://solutions.3mfrance.fr/wps/portal/3M/fr_FR/3M_ESPE/Dental-Manufacturers/.2015)
- 3M Espe®. K2 Controle de la distance 3M true definition. 2016.
- 3Shape®. TRIOS Impressionnez vos patients [Internet]. 2017.  
Disponible sur: <http://www.henryschein.be/be-fr/images/dental/80200413B-WEB-TRIOS-Sept-2016-broch-FR.pdf>
- 3Shape®. TRIOS Scanner intra oral. <http://www.3shape.com/fr-FR>. 2016b.
- 3Shape®. TRIOS [Internet]. 2016c.  
Disponible sur: <http://www.3shape.com/-/media/Files/Brochures/TRIOS/80200401A+WEB+TRIOS+2016+8P+broch+FR.pdf?la=fr-FR>
- Academic. Distorsion (physique) [Internet].2017 [cité 14 sept 2017].  
Disponible sur: [http://encyclopedie\\_universelle.fracademic.com/6128/DISTORSION\\_%28physique%29](http://encyclopedie_universelle.fracademic.com/6128/DISTORSION_%28physique%29)
- Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. J Prosthodont Res. avr 2016;60(2):72- 84.
- Align Technology. Manuel d'utilisation iTero Element [Internet]. 2016.  
Disponible sur: <http://c3-preview.prosites.com/242082/wy/docs/iTero%20Element%20Operation%20Manual.pdf>
- Alphabiotec®. Analogue d'implant pour plate-forme large de 5 et 6 mmd IA5 ESHOP [Internet]. AlphabioFrance. 2014 [cité 14 sept 2017].  
Disponible sur: <http://alphabio-tec.fr/fr/restauration-scellee/297-analogue-d-implant-pour-plate-forme-large-de-5-et-6-mmd-ia5.html>
- Assal J, Assal P, Arnaud C. Modification de certains concepts d'occlusion en implantologie. Schweiz Monatsschr Zahnmed. 2001;111(2):159–170.
- Baron, Boulestreau, Chaize, Croze, Karnycheff, Simon, et al. Note technique de la commission désinfection de la SF2H [Internet]. SF2H; 2013.  
Disponible sur: [http://nosobase.chu-lyon.fr/recommandations/sfhh/2013\\_lingettes\\_SF2H.pdf](http://nosobase.chu-lyon.fr/recommandations/sfhh/2013_lingettes_SF2H.pdf)
- Bartala M, Duret F. La CFAO appliquée. Paris: Espaces id; 2014.
- Bert M, Leclercq P. Comportement biomécanique des implants. In: L'occlusion en implantologie. EDP Sciences; 2015.
- Bert M, Missika P. Les clés du succès en implantologie Prévenir les complications et les échecs. Rueil-Malmaison: Editions CDP; 2009.
- Berteretche M-V. Esthétique en odontologie - Editions CdP. CdP. Initiatives Sante; 2015.

- Biotech Dental®. Condor [Internet]. 2016a [cité 14 sept 2017].  
Disponible sur: <http://www.condorscan.com/scanner>
- Biotech Dental®. Condor brochure. 2016b.
- Biotech Dental®. Manuel d'utilisation Condorscan [Internet]. 2016c.  
Disponible sur: <http://www.biotech-dental.com/admin/wp-content/uploads/2016/09/MANUEL-UTILISATION-CONDOR-SCAN.pdf>
- BNext. La prise de teinte possible avec le 3Shape TRIOS® ! [Internet]. BNext Online. 2017 [cité 29 sept 2017]. Disponible sur: <http://www.bnext-online.com/news/19/64/La-prise-de-teinte-possible-avec-le-3Shape-TRIOS>
- Cadent®. Catalogue iTero element: précision [Internet]. 2015.  
Disponible sur: <http://www.aligntech.com/documents/iTero-Element-Brochure-For-General-Practitioners.pdf>
- Cadent®. Products | iTero Intraoral Scanner [Internet]. 2016 [cité 14 sept 2017]. Disponible sur: <http://www.itero.com/products>
- Canivet PA. Céramiques [Internet]. Health & Medicine présenté à; 2014 [cité 14 sept 2017].  
Disponible sur: <https://www.slideshare.net/DrPACanivetDentaire/cramiques>
- Cazier S, Moussaly C. Descriptif des différents systèmes d'empreinte optique. Rev Odonto Stomatol. 2013;42(2):107-18.
- Ceinos R, Ghandour I, Leforestier E. Le maquillage des restaurations indirectes. Clinic (Paris). 2016;(349):403-13.
- Cerec. Cerec: restaurer à la lumière du progrès. Le fil dentaire. mars 2010;(51):18.
- Chardin, Barsotti, Bonnaure-Mallet. Les agents microbiens - Les virus. In: Microbiologie en odontostomatologie. Maloine. 2006. p. 64-100.
- Chouraqui J, Moussaly C. Les différents systèmes d'empreinte optique: comment faire son choix? Réal Clin. 2015;26(4):283-93.
- C.N.I.F. Guide de la CFAO [Internet]. 2009.  
Disponible sur: [http://www.unppd.org/cnifpd/Guide\\_CFAO.pdf](http://www.unppd.org/cnifpd/Guide_CFAO.pdf)
- CNIFPD. Guide de la CFAO dentaire. CFAO et standards numériques [Internet]. 2009 [cité 14 sept 2017]. Disponible sur: <http://www.cnifpd.fr/guidecfao/standards.html>
- Coudray L, Tirlet G, Attal J-P. Les matériaux accessibles par CFAO. Réal Clin. 2009;20(4):251-5.
- Davarpanah M, Szmukler-Moncler S, Rajzbaum P, Jacobowicz-Kohen B, Caraman M, Capelle-Ouadah N, et al. Les implants en odontologie: l'essentiel de la pratique. RUEIL-MALMAISON, FRANCE: Éditions CdP, DL 2015; 2015.
- Dehurtevent M, Robberecht L, Béhin P. Influence of dentist experience with scan spray systems used in direct CAD/CAM impressions. J Prosthet Dent. 2015;113(1):17-21.
- Dejou J. Les céramiques [Internet]. 2009.  
Disponible sur: <http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap17/site/html/cours.pdf>
- Descamp F. Pratique de l'empreinte en prothèse fixée - Editions CdP: Du pilier naturel à l'implant. Des techniques classiques à la CFAO. CdP. Initiatives Sante; 2015.

- Descamp F, Fages M. Empreinte optique. In: La CFAO en odontologie: les bases, les principes et les systèmes. Editions CDP; 2016.
- Descamp F, Fages M, Duret F. La CFAO en odontologie: les bases, les principes et les systèmes. Paris: Editions CdP; 2016.
- Descombaz C. Méthode de numérisation en CFAO dentaire. Lyon 1; 2015.
- Duminil G. Les empreintes optiques en 2014 - Compte rendu Journée TV - SOP - Gérard Duminil : introduction aux empreintes optiques [Internet]. [cité 14 sept 2017] Disponible sur: <http://www.sop.asso.fr/les-journees/comptes-rendus/les-empreintes-optiques-en-2014/1>
- Duret F, Péliissier B. Différentes méthodes d'empreinte en CFAO dentaire. [Internet]. 2016 [cité 21 oct 2017]; Disponible sur: <http://www.em-premium.com.rproxy.sc.univ-paris-diderot.fr/article/1098196/resultatrecherche/1>
- Dutel I. Les céramiques dentaires pour CFAO. Labo Trib Ed Francaise. 2015;7(3):34.
- El Hammouti, Travers, Nicolas, Veyrune. Maquillage / glaçage [Internet]. 2017 [cité 14 sept 2017]. Disponible sur: <http://tutos-maquillage-cfao.fr/maquillage-glaçage/>
- Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. J Prosthet Dent. 2013;109(2):121–128.
- ESR. Bulletin officiel n°20; 16 Mai 2013 - Docteur en chirurgie dentaire - Régime des études en vue du diplôme d'État [Internet]. 2013 [cité 14 sept 2017]. Disponible sur: <http://www.enseignementsup-recherche.gouv.fr/pid20536/bulletin-officiel.html>
- Fabry J. Guide pour le choix des désinfectantes. Produits de désinfection chimique pour les dispositifs médicaux, les sols et les surfaces. SF2H. 2015;22(6).
- Fages M, Bennasar P, Raynal J. L'empreinte optique intra buccale en pratique quotidienne. Strat Prothétique. 2011;11(2):107- 19.
- Fron H, Coudray L, Attal J-P. Céramiques CFAO lesquelles choisir? Inf Dent. 2007;89(29):1693- 8.
- GC°. Brochure Cerasmart [Internet]. 2014. Disponible sur: [http://www.gcamerica.com/lab/products/CERASMART/GCA\\_CERASMART\\_Bro-iPad.pdf](http://www.gcamerica.com/lab/products/CERASMART/GCA_CERASMART_Bro-iPad.pdf)
- GC°. Cerasmart caractéristiques techniques [Internet]. 2016. Disponible sur: [http://www.gceurope.com/pid/179/ifu/GC\\_CERASMART.pdf](http://www.gceurope.com/pid/179/ifu/GC_CERASMART.pdf)
- GC°. CERASMART - Bloc CAD/CAM en céramique hybride absorbeur de choc [Internet]. 2017a [cité 14 sept 2017]. Disponible sur: <http://www.gceurope.com/products/cerasmart/>
- GC°. OPTIGLAZE color - Vernis photopolymérisable pour restaurations indirectes [Internet] 2017b [cité 14 sept 2017]. Disponible sur: <http://www.gceurope.com/products/optiglazecolor/>
- Goudot P, Lacoste J-P. Guide pratique d'implantologie. Issy-les-Moulineaux: Elsevier-Masson; 2013.
- Gouët E, Azria D, Amzalag J, Amzalag A. Codes de la réussite en implantologie orale. Paris: Éd. Med'com; 2012.
- Goyet, Feuerstoss, Moussaly. L'empreinte optique en implantologie. Rev Odonto Stomatol. 2015;44(2):126- 35.
- Gregoire, Grosgeat, Millet, Rocher. Alliages dentaires - Société Francophone des Biomatériaux Dentaires [Internet]. 2010. Disponible sur: <http://campus.cerimes.fr/odontologie/>

enseignement/chap15/site/html/cours.pdf

Hämmerle CHF, Cordaro L, van Assche N, Benic GI, Bornstein M, Gamper F, et al. Digital technologies to support planning, treatment, and fabrication processes and outcome assessments in implant dentistry. Summary and consensus statements. The 4th EAO consensus conference 2015. Clin Oral Implants Res. 1 sept 2015;26:97- 101.

Haussonne JM, Carry C, Bowen P, Barton J. Elaboration et fabrication des céramiques. In: Céramiques et verre Principes et techniques d'élaboration. Presses polytechniques et universitaires romandes; 2005. p. 47- 354.

Henry Schein®. Sirona Cerec [Internet]. 2016 [cité 14 sept 2017].  
Disponible sur: [https://www.henryschein.fr/cabinet/cfao/materiel/sirona-cerec.aspx?sc\\_lang=fr-fr&hssc=1](https://www.henryschein.fr/cabinet/cfao/materiel/sirona-cerec.aspx?sc_lang=fr-fr&hssc=1)

Henry Schein®. Photo caméra Trios pod [Internet]. 2017 [cité 14 sept 2017].  
Disponible sur: [http://www.henryschein.fr/cabinet/cfao/materiel/empreinte-optique/3shape.aspx?sc\\_lang=fr-fr&hssc=1](http://www.henryschein.fr/cabinet/cfao/materiel/empreinte-optique/3shape.aspx?sc_lang=fr-fr&hssc=1)

INRS. Hépatite A [Internet]. 2015. Disponible sur: [www.inrs.fr/eficatt](http://www.inrs.fr/eficatt)

INRS. Hépatite B [Internet]. 2016a. Disponible sur: [www.inrs.fr/eficatt](http://www.inrs.fr/eficatt)

INRS. Hépatite C [Internet]. 2016b. Disponible sur: [www.inrs.fr/eficatt](http://www.inrs.fr/eficatt)

INRS. VIH [Internet]. 2016c. Disponible sur: [www.inrs.fr/eficatt](http://www.inrs.fr/eficatt)

Ivoclar Vivadent®. Empress CAD [Internet]. 2006. Disponible sur: [www.ivoclarvivadent.com](http://www.ivoclarvivadent.com)

Ivoclar Vivadent®. IPS Emax CAD laboratoire [Internet]. 2009 [cité 14 sept 2017]. Disponible sur: <http://www.ivoclarvivadent.fr/fr/blocs-cad/cam-cabinet-dentaire/ips-emax-cad/ips-emax-cad-monolithic-solutions>

Ivoclar Vivadent®. Ivoclar Vivadent - IPS e max CAD Abutment. 2013a.

Ivoclar Vivadent®. Ivoclar Vivadent - IPS Emax CAD [Internet]. 2013b. Disponible sur: [www.ivoclarvivadent.com/emax-cad](http://www.ivoclarvivadent.com/emax-cad)

Ivoclar Vivadent®. Ivoclar Vivadent- IPS Emax CAD Bridge [Internet]. 2013c.  
Disponible sur: <http://www.ivoclarvivadent.fr/fr/blocs-cad/cam-cabinet-dentaire/ips-emax-cad/ips-emax-cad-monolithic-solutions>

Ivoclar Vivadent®. Ivoclar Vivadent - Blocs CAD CAM vue d'ensemble [Internet]. 2016. Disponible sur: [www.ivoclarvivadent.fr](http://www.ivoclarvivadent.fr)

Ivoclar Vivadent®. Ivoclar Vivadent Photo e max ZirCAD [Internet]. 2017 [cité 14 sept 2017].  
Disponible sur: <http://www.ivoclarvivadent.fr/fr/ips-emax-zircad>

Jaisson M, Felenc S. Occlusion et CFAO. Inf Dent. 2014;96(20):48- 56.

Kim J-H, Kim K-B, Kim S-H, Kim W-C, Kim H-Y, Kim J-H. Quantitative evaluation of common errors in digital impression obtained by using an LED blue light in-office CAD/CAM system. Quintessence Int. 2015;46(5):401- 7.

Kollmuss M, Kist S, Goeke JE, Hickel R, Huth KC. Comparison of chairside and laboratory CAD/CAM to conventional produced all-ceramic crowns regarding morphology, occlusion, and aesthetics. Clin Oral Investig. 2016;20(4):791- 7.



- Koralakunte PR, Aljanakh M. The role of virtual articulator in prosthetic and restorative dentistry. *J Clin Diagn Res JCDR*. juill 2014;8(7):ZE25-28.
- Landwerlin ADO. IDS 2013—Les nouveautés en CAD/CAM et imagerie 3D pour le cabinet dentaire. *CAD/CAM*. 2013;3(2):16–20.
- Landwerlin O. L’empreinte optique intra-buccale et ses applications au cabinet dentaire. Sarrebruck, Allemagne: Éditions universitaires européennes; 2011.
- Landwerlin O, Berruet J-L. Empreinte optique et CFAO dentaire à l’IDS 2015. *Dent Trib*. sept 2015;(1):42- 6.
- Landwerlin O, Fages M. L’empreinte optique : silence on tourne ! *Strat Prothétique*. 2014;14(2):115- 28.
- Laplanche O, Duminil G. L’articulateur virtuel demain...c’est tout de suite. *Inf Dent*. 2011;93(40/41):63- 72.
- Le chaffotec W, Denis C. La chaîne numérique en implantologie: exemple du système Sirona® en cabinet d’omnipratique. Rennes 1; 2016.
- Lee H, So JS, Hochstedler JL, Ercoli C. The accuracy of implant impressions: a systematic review. *J Prosthet Dent*. oct 2008;100(4):285- 91.
- Lee SJ, MacArthur IV RX, Gallucci GO. An evaluation of student and clinician perception of digital and conventional implant impressions. *J Prosthet Dent*. nov 2013;110(5):420- 3.
- Maestre-Ferrín L, Romero-Millán J, Peñarrocha-Oltra D, Peñarrocha-Diago M. Virtual articulator for the analysis of dental occlusion: An update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. janv 2012;17(1):e160- 3.
- Mahiat Y. Réflexions sur la CFAO. *Strat Proth*. 2011;3:161.
- Mahl D, Glenz F, Marinello CP. Prise d’empreinte numérique d’implants. Un aperçu. *Swiss Dent J*. 2014;124(2):176- 86.
- Mai Lan Tran, Cannas. L’empreinte optique en implantologie. Où en sommes nous? *Rev Odonto Stomatol*. 2015;44(3):186- 95.
- Mariani P, Margossian P, Laborde G. Choix d’un concept occlusal en implantologie. *Strat Proth*. 2008;8(1):145- 53.
- Marniquet S, Attal J-P, Tapir L, Fron Chabouis H. Les matériaux usinables en dentisterie restauratrice et en prothèse fixée. *Guide pratique synthétique*. mai 2014;(20):1- 6.
- Martinez H, Renault P, Renault G. Les implants: chirurgie et prothèse. Rueil-Malmaison, France: Éd. CdP; 2008.
- Mercier JP, Zambelli G, Kurz W. Principaux matériaux organiques et céramiques. In: *Introduction à la science des matériaux*. Suisse: Presses polytechniques et universitaires romandes; 2002. p. 103- 37. (Traité des matériaux; vol. 1).
- Missika P, Bert M, Tarragano H, Tavernier B, Fromentin O. Quel type d’occlusion en prothèse implantaire? In: *30 questions en implantologie*. Paris: Espace ID; 2011.
- Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*. janv 2009;28(1):44- 56.
- Moreira AHJ, Rodrigues NF, Pinho ACM, Fonseca JC, Vilaça JL. Accuracy Comparison of Implant Impression Techniques: A Systematic Review. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015;17 Suppl

2:e751-764.

- Naert I, Duyck J, Vandamme K. Occlusal overload and bone/implant loss. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23:95-107.
- Patil P, Muley B. Two step impression technique for implant restorations. *J Dent Implants.* 2015;5(1):60.
- Patzelt SBM, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig.* juill 2014;18(6):1687-94.
- Pelissier B. Matériaux et CFAO dentaire. *Fil Dent.* mars 2010;(51):58-62.
- Placko G, Bellot-Samson V, Brunet S, Guyot L, Richard O, Cheynet F, et al. L'ouverture buccale normale dans la population française adulte. *Rev Stomatol Chir Maxillofac.* 2005;106(5):267-71.
- Planmeca®. Planmeca® Solutions CAD/CAM. [www.planmeca.fr](http://www.planmeca.fr). 2016a.
- Planmeca®. Planmeca PlanScan | Le scanner intraoral haute précision [Internet]. 2016b [cité 14 sept 2017]. Disponible sur: <http://www.planmeca.com/fr/CADCAM/CADCAM-pour-cabinets-dentaires/planmeca-planscan/>
- Poujade J-M, Zerbib C, Serre D. Céramiques dentaires. *Encycl Méd Chir -Médecine Buccale.* 2008;1-12.
- Pradies, Ferreiroa, Ozcan, Giménez, Martinez. Using stereophotogrammetric technology for obtaining intraoral digital impr... *Journal of the American Dental Association (JADA).* 2014;
- Pradies G, Zarauz C, Valverde A, Ferreiroa A, Martínez-Rus F. Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions based on wavefront sampling technology. *J Dent.* févr 2015;43(2):201-8.
- Public Health Agency of Canada. Virus Herpes simplex - Fiches techniques santé-sécurité: agents pathogènes [Internet]. 2011 [cité 14 sept 2017]. Disponible sur: <http://www.phac-aspc.gc.ca/lab-bio/res/psds-ftss/herpes-fra.php#note3>
- Raux, Almayrac. Les empreintes dites simples en prothèse sur implant. Titane. juin 2010;7(2).
- ResearchGate. Figure fonctionnement triangulation active [Internet]. 2016 [cité 14 sept 2017]. Disponible sur: [https://www.researchgate.net/figure/226177485\\_fig6\\_Figure-26-Active-stereo-example-of-a-structured-light-system-This-example-shows-a](https://www.researchgate.net/figure/226177485_fig6_Figure-26-Active-stereo-example-of-a-structured-light-system-This-example-shows-a)
- Richaud-Morel, Boudot, Arlin, Perrin, Faoro. Prévention des infections associées aux soins en chirurgie dentaire dans les établissements de santé [Internet]. *CCLIN Sud Est*; 2011. Disponible sur: [http://cclin-sudest.chu-lyon.fr/Doc\\_Reco/guides/FCPRI/Entretien\\_materiel/EM\\_Dentaire.pdf](http://cclin-sudest.chu-lyon.fr/Doc_Reco/guides/FCPRI/Entretien_materiel/EM_Dentaire.pdf)
- Roques C. La CFAO dans la pratique quotidienne en cabinet dentaire et en laboratoire dans la région midi-pyrénées en 2013. *Etude épidémiologique.* Toulouse III; 2014.
- Santos MJMC, Costa MD, Rubo JH, Pegoraro LF, Santos GC. Current all-ceramic systems in dentistry: a review. *Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ* 1995. janv 2015;36(1):31-37; quiz 38, 40.
- Scotti R, Cardelli P, Baldissara P, Monaco C. Clinical fitting of CAD/CAM zirconia single crowns generated from digital intraoral impressions based on active wavefront sampling. *J Dent* [Internet]. oct 2011 [cité 14 sept 2017]; Disponible sur: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0300571211002442>
- Sirona®. Sirona - CEREC Blocs [Internet]. 2011 [cité 2 févr 2017]. Disponible sur: <http://manuals.sirona.com/fr/la-dentisterie-numerique/materiaux-cfao/cerec->

blocs.html

- Sirona®. CEREC MC XL - Planning d'entretien et de nettoyage [Internet]. 2012a [cité 14 sept 2017]. Disponible sur: <http://manuals.sirona.com/fr/la-dentisterie-numerique/solutions-cerec-chairside/cerec-mc-xl.html>
- Sirona®. Sirona présente la nouvelle CEREC® Omnicam | Sirona Dental [Internet]. 2012b [cité 14 sept 2017]. Disponible sur: <http://www.sirona.fr/fr/actualites/presse-nouveauts-detail/25640/>
- Sirona®. Sirona - CEREC Blocs C In [Internet]. www.sirona.fr. 2013 [cité 14 sept 2017]. Disponible sur: <http://manuals.sirona.com/fr/la-dentisterie-numerique/materiaux-cfao/cerec-blocs-c-in.html>
- Sirona®. Cerec Omnicam et Cerec bluecam [Internet]. 2014. Disponible sur: <https://www.excent.eu/Public/Docs/Intra%20Oral%20Scanners/CEREC%20Omnicam%20vs%20Bluecam%20IOS.pdf>
- Sirona®. Sirona - inCoris ZI [Internet]. www.sirona.fr. 2015 [cité 14 sept 2017]. Disponible sur: <http://manuals.sirona.com/fr/la-dentisterie-numerique/materiaux-cfao/incoris-zi.html>
- Sirona®. CAD/CAM | Sirona Dental [Internet]. www.sirona.fr. 2016a [cité 14 sept 2017]. Disponible sur: <http://www.sirona.fr/fr/produits/dentisterie-numerique/>
- Sirona®. Cerec: traitement dans la séance. 2016b.
- Sirona®. Sirona Connect: bienvenue dans le monde de l'empreinte optique [Internet]. 2016c. Disponible sur: [www.sirona.fr/fr/ecomaXL/files/A91100-M43-B658-01-7700.pdf&download=1](http://www.sirona.fr/fr/ecomaXL/files/A91100-M43-B658-01-7700.pdf&download=1)
- Sirona®. CAD/CAM Materials for Dental Labs | Sirona Dental [Internet]. 2017a [cité 14 sept 2017]. Disponible sur: <http://www.sirona.com/en/products/digital-dentistry/cad-cam-materials/?tab=254>
- Sirona®. Comparatif des trois unités d'usinage CEREC [Internet]. 2017b [cité 14 sept 2017]. Disponible sur: <http://www.sirona.fr/fr/produits/dentisterie-numerique/restaurations-avec-cerec/?tab=3997>
- Sirona®. Matériaux CFAO | Sirona Dental [Internet]. www.sirona.fr. 2017c [cité 14 sept 2017]. Disponible sur: <http://www.sirona.fr/fr/produits/dentisterie-numerique/materiaux-cfao/?tab=962>
- Soenen A, Pia JP, D'Incau E. Empreintes conventionnelles versus empreintes optiques pour restaurations céramo-céramiques. Doss Céramiques. 2015;(29):2- 7.
- Straumann®. Scanner intra-oral iTero TM [Internet]. 2011. Disponible sur: [http://www.straumann.fr/content/dam/internet/xy/resources/brochurecatalogue/flyers/fr/iTero\\_Product\\_Flyer\\_low\\_FR.pdf](http://www.straumann.fr/content/dam/internet/xy/resources/brochurecatalogue/flyers/fr/iTero_Product_Flyer_low_FR.pdf)
- Technologie Dentaire. Enquête CFAO auprès des prothésistes. issuu [Internet]. 2012 [cité 14 sept 2017];(307/308). Disponible sur: [https://issuu.com/alainguillaume/docs/1\\_enque\\_\\_te](https://issuu.com/alainguillaume/docs/1_enque__te)
- Université Montpellier. Diplôme universitaire CFAO Montpellier [Internet]. 2017 [cité 26 sept 2017]. Disponible sur: <http://odontologie.edu.umontpellier.fr/formation-continue/diplome-universitaire-cfao/>
- Université Toulouse III. DU CFAO Université Toulouse [Internet]. 2017. Disponible sur: <http://dentaire.ups-tlse.fr>
- Van der Meer WJ, Andriessen FS, Wismeijer D, Ren Y. Application of Intra-Oral Dental Scanners in the Digital Workflow of Implantology. PLoS ONE [Internet]. 22 août 2012 [cité 14 sept 2017];7(8). Disponible sur: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3425565/>

Vandeweghe S, Vervack V, Dierens M, De Bruyn H. Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an in vitro study. Clin Oral Implants Res [Internet]. 2016 [cité 14 sept 2017]; Disponible sur: <http://onlinelibrary.wiley.com.rproxy.sc.univ-paris-diderot.fr/doi/10.1111/clr.12853/abstract>

VITA®. VITA- Implant solution [Internet]. 2015. Disponible sur: <https://www.vita-zahnfabrik.com/fr/CAD/CAM/Prothese-implanto-portee/VITA-ENAMIC-IS-38679,27568.html>

VITA®. VITA- Enamic. 2016.

Zimmermann M, Mehl A, Mörmann WH, Reich S. Intraoral scanning systems - a current overview. Int J Comput Dent. 2015;18(2):101-29.

## TABLE DES ILLUSTRATIONS

<b>Fig 1:</b> Transfert pour empreinte à ciel fermé( <i>Davarpanah et al. 2015</i> ).....	4
<b>Fig 2:</b> Transfert pour empreinte à ciel ouvert ( <i>Davarpanah et al. 2015</i> ).....	4
<b>Fig 3:</b> Analogue d'implant de la marque Alphabio®. ( <i>Alphabiotec® 2014</i> ).....	5
<b>Fig 4:</b> Photo d'un porte empreinte individuel, perforé en regard des implants.....	6
<b>Fig 5:</b> Vis de cicatrisation en place .....	8
<b>Fig 6:</b> Profil gingival après dépose de la vis de cicatrisation .....	8
<b>Fig 7 :</b> Transfert mis en place.....	8
<b>Fig 8 :</b> Contrôle radiographique: présence d'un hiatus entre les deux pièces.....	9
<b>Fig 9:</b> Porte-empreinte du commerce perforé avec transfert en bouche.....	9
<b>Fig 10 :</b> Empreinte avec tête du transfert .....	9
<b>Fig 11 :</b> Intrados de l'empreinte .....	9
<b>Fig 12 :</b> Analogue d'implant en place sur le transfert .....	9
<b>Fig 13 :</b> Transfert d'empreinte en bouche.....	11
<b>Fig 14:</b> Contrôle radiographique .....	11
<b>Fig 15:</b> Empreinte au silicone, à ciel fermé .....	11
<b>Fig 16:</b> Transfert d'empreinte et analogue d'implant .....	11
<b>Fig 17:</b> Repérage du repositionnement du complexe analogue transfert .....	11
<b>Fig 18:</b> Analogue + transfert repositionné .....	11
<b>Fig 19:</b> Illustration de la mesure optique. (CCD : <i>Charge-Coupled Device</i> )( <i>Duminil 2014</i> ) .....	13
<b>Fig 20:</b> Principe de la triangulation active. ( <i>ResearchGate 2016</i> ) .....	14
<b>Fig 21:</b> Schéma du principe de l'imagerie confocale parallèle. (1) source lumineuse laser (2) sténopé (3) miroir semi-transparent (4) lentille (5) objet à enregistrer. ( <i>Descamp et al. 2016</i> ).....	14
<b>Fig 22 :</b> Illustration d'une caméra intra-orale. ( <i>Descamp et al. 2016</i> ) .....	16
<b>Fig 23:</b> Caméra Bluecam et chariot associé CEREC®. ( <i>Sirona® 2014</i> ) .....	18
<b>Fig 24:</b> Caméra Omnicam et chariot associé CEREC®. ( <i>Sirona® 2012b</i> ).....	19
<b>Fig 25:</b> Caméras intra-orales Trios avec prise en main pistolet et prise en main stylo. ( <i>3Shape® 2016c</i> ) .....	20
<b>Fig 26 :</b> Photos de l'empreinte optique de l'arcade mandibulaire, maxillaire et du changement de position de l'embout de la caméra. ( <i>3 Shape® 2017</i> ) .....	20
<b>Fig 27:</b> Photo d'un exemple de prise en teinte automatique réalisée avec la caméra Trios ( <i>BNext 2017</i> ) .....	21
<b>Fig 28:</b> Caméra intra-orale TRIOS en cart et en pod. ( <i>Henry Schein® 2017</i> ) ( <i>3Shape® 2016c</i> ) .....	22
<b>Fig 29:</b> Poste et caméra intra orale 3M TRUE DEFINITION SCANNER®. ( <i>3M Espe® 2013</i> ) .....	24
<b>Fig 30:</b> Photo de la prise en main de la caméra iTero Element. ( <i>Straumann® 2011</i> ) .....	25
<b>Fig 31:</b> Poste et caméra intra-orale iTero Element avec et sans support fixe. ( <i>Cadent® 2016</i> ) .....	25
<b>Fig 32:</b> Caméra intra-orale Planscan seule et intégrée à l'unit dentaire Planmeca® ( <i>Planmeca® 2016a</i> ) .....	27
<b>Fig 33:</b> Code couleur pour indiquer l'état de l'acquisition (vert: ok, jaune: risque de perdre le captage, rouge: captage perdu). ( <i>Biotech Dental® 2016c</i> ).....	27
<b>Fig 34:</b> Caméra Condorscan reliée par USB 3 à l'ordinateur fourni. ....	28

<b>Fig 35:</b> Photo du maître modèle en vue occlusale, vestibulaire et avec la position calculée de l'implant. (Goyet et al. 2015) .....	31
<b>Fig 36:</b> Ensemble caméra intra-orale Omnicam, chariot et machine-outil CEREC® (Henry Schein® 2016) .....	33
<b>Fig 37:</b> Scanner de laboratoire pour modèles en plâtre, marque SIRONA® (Sirona® 2016a) .....	34
<b>Fig 38:</b> Tableau comparatif entre les différentes méthodes de CFAO et la méthode classique. (Bartala et Duret 2014) .....	35
<b>Fig 39 :</b> Composition du dispositif de scannage numérique de la marque Straumann®; (A) pilier de scannage (B) vis (C) scanbody (D) système complet. (Goyet et al. 2015) .....	36
<b>Fig 40:</b> Photos intra buccal du système d'aspiration CAP°DENT® (A) et du système d'écarte lèvres Optragate® (B) (Descombaz 2015).....	44
<b>Fig 41:</b> Schéma de l'indice de Le Hucho: classification selon le rapport de la distance mésio-distale (Berteretche 2015) .....	44
<b>Fig 42 :</b> Illustration des déviations (expansion horizontale) lors de l'empreinte optique d'une arcade complète. Schématisation en violet (droite) de l'expansion horizontale. (Patzelt et al. 2014) ....	47
<b>Fig 43:</b> Microphotographie en MEB (Microscope Electronique à Balayage) d'une céramique (Dejou 2009) .....	49
<b>Fig 44:</b> Aspect avant et après frittage des particules de céramique (Dejou 2009) .....	49
<b>Fig 45:</b> Schéma de la composition de la céramique feldspathique enrichie en leucite (Dutel 2015) ...	50
<b>Fig 46:</b> Schéma de la composition de la vitrocéramique (Dutel 2015) .....	51
<b>Fig 47:</b> Schéma de la composition des céramiques alumineuses (Dutel 2015) .....	52
<b>Fig 48:</b> Schéma de la composition des céramiques infiltrées, Inceram® (Dutel 2015) .....	52
<b>Fig 49:</b> Schéma des transformations allotropiques de la zircone sous l'effet des variations de température (Dejou 2009) .....	53
<b>Fig 50:</b> Schéma de la composition de la céramique à base d'oxyde de zirconium (Dutel 2015) .....	54
<b>Fig 51:</b> Composition céramique hybride: trame poreuse de céramique et composite (Canivet 2014) 54	
<b>Fig 52:</b> Schéma des différents matériaux usinables en CFAO .....	57
<b>Fig 53:</b> CEREC Blocs par SIRONA® (Sirona® 2017a) .....	58
<b>Fig 54:</b> Bloc C-CPC de Sirona® (Sirona® 2017c) .....	59
<b>Fig 55 :</b> Représentation du cœur de dentine dans le Bloc C In CEREC de Sirona® (Sirona® 2013) .....	60
<b>Fig 56:</b> Blocs IPS E max CAD d'Ivoclar Vivadent® (Ivoclar Vivadent® 2013b).....	62
<b>Fig 57:</b> Schéma des tailles limites du pontique en antérieur et postérieur et photo du bloc E Max CAD pour réaliser des brigdes. (Ivoclar Vivadent® 2013c) .....	63
<b>Fig 58:</b> Blocs Empress CAD de la marque Ivoclar Vivadent®(Ivoclar Vivadent® 2006) .....	64
<b>Fig 59:</b> Photo des différentes tailles de blocs IPS e-max ZirCAD (Ivoclar Vivadent® 2017) .....	65
<b>Fig 60:</b> Schéma du pilier hybride et de la couronne-pilier hybride proposé par Ivoclar Vivadent® (Ivoclar Vivadent® 2013a).....	66
<b>Fig 61:</b> Schéma des teintes influençant la teinte finale de la restauration dans le cas d'un pilier hybride et d'une couronne dissociée. (Ivoclar Vivadent® 2013a) .....	67
<b>Fig 62:</b> Schéma des teintes influençant la teinte finale de la restauration dans le cas d'un pilier-couronne hybride. (Ivoclar Vivadent® 2013a) .....	67
<b>Fig 63:</b> Lingotins VITA® CAD-Temp, ENAMIC et SUPRINITY. (VITA® 2015) .....	68
<b>Fig 64:</b> Gamme de teintes d'après le système VITA SYST 3D MASTER® en fonction des deux translucidités. (VITA® 2016).....	69

<b>Fig 65:</b> Bloc de céramique Cerasmart de la marque GC® (GC® 2017a).....	69
<b>Fig 66 :</b> Planification d'une couronne supra-implantaire avec le système Sirona®. Exemple d'une couronne avec des dimensions trop importantes pour le bloc. (Le chaffotec et Denis 2016) .....	72
<b>Fig 67:</b> Photo de la réalisation du maquillage d'une molaire usinée par CFAO. (El Hammouti et al. 2017) .....	75
<b>Fig 68:</b> Photos intra-orales avec anomalie de teinte d'une couronne transvissée sur implant en site de 12 réalisée par CFAO semi-directe. La teinte équivalente choisie par le prothésiste ne correspond pas à la teinte demandée par le dentiste (4L 2,5 du teintier VITA SYST 3D MASTER®). Courtoisie Dr MESSICA. ....	77
<b>Fig 69 :</b> Photos de la modélisation en 3D du projet prothétique d'une dent 12 envoyées au dentiste pour validation de la forme de la future couronne. Courtoisie Dr MESSICA.....	78
<b>Fig 70:</b> Image de l'articulateur virtuel avec table personnalisée CEREC de Sirona® (Jaisson et Felenc 2014) .....	80
<b>Fig 71:</b> Vue d'ensemble du matériel consommable nécessaire pour un chirurgien dentiste dans le cadre de la CFAO directe.....	85
<b>Fig 72 :</b> Vue d'ensemble des différentes machines nécessaires à l'investissement du prothésiste : un scanner de table, un poste de CAO, une usineuse et un four .....	88
<b>Fig 73:</b> Coffret de maquillage Optiglaze Color® de la marque GC® (GC® 2017b) .....	89

## TABLE DES TABLEAUX

<b>Tab 1:</b> Tableau récapitulatif des différentes caméras et leurs caractéristiques. (NC: non communiqué).....	29
<b>Tab 2:</b> Caractéristiques des différents virus régulièrement rencontrés dans l'exercice d'un chirurgien-dentiste (1 : d'après (Chardin et al. 2006), (INRS 2015) ; 2 : d'après (INRS 2016a) ; 3 : d'après (INRS 2016b) ; 4 d'après (INRS 2016c) ; 5 d'après (Public Health Agency of Canada 2011)).....	41
<b>Tab 3 :</b> Tableau récapitulatif des différents blocs de CFAO existant pour la prothèse supra-implantaire. ....	70
<b>Tab 4:</b> Synthèse issue des données actuelles des différentes tailles de blocs existantes pour la prothèse supra-implantaire. ....	71
<b>Tab 5:</b> Synthèse issue des données actuelles, des différentes teintes et translucidités existantes pour les différents blocs de CFAO supra-implantaire.....	73
<b>Tab 6 :</b> Tableau récapitulatif de l'investissement nécessaire pour le dentiste et le prothésiste. (□:spécifique pour la CFAO directe) .....	90



## **INDEX**

**CAD** : Computer-aided design  
**CAM** : Computer-aided manufacturing  
**CAO** : Conception assistée par ordinateur  
**CES** : Certificats d'études supérieures  
**CFAO** : Conception et fabrication assistée par ordinateur  
**DECT** : Digital Enhanced Cordless Telecommunications  
**DU** : Diplôme universitaire  
**DV** : Dimension verticale  
**EAO** : European Association for Osseointegration  
**FAO** : Fabrication assistée par ordinateur  
**HAV** : Hépatite A virus  
**HBV** : Hépatite B virus  
**HCV** : Hépatite C virus  
**HSV** : Herpes simplex virus  
**PEI** : Porte empreinte individuel  
**STL** : Standard Tessellation Language  
**VIH** : Virus de l'immunodéficience humaine

**Les opinions émises dans les dissertations présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, sans aucune approbation ni improbation de la Faculté de Chirurgie Dentaire.**

**DELAIN Delphine. Limites intrinsèques et environnementales de l’empreinte optique et de la prothèse fixe usinée par CFAO en implantologie. 2017. 114 p. : ill., tabl. Réf. Biblio. : 102-109.**

**Sous la direction des Docteurs *Elisabeth SARFATI et Lena MESSICA***

**Th : Chir Dent. : Paris 7 : année 2017**

---

**RESUME en français :**

Le traitement d’un édentement par l’intermédiaire d’implants est devenu incontournable de nos jours grâce aux nouvelles technologies actuelles et le recul clinique.

Depuis les années 2000, on assiste à l’essor de la CFAO et de l’empreinte optique, deux techniques permettant actuellement la réalisation de prothèses supra-implantaires usinées. L’empreinte optique offre de nombreux avantages par rapport aux empreintes conventionnelles (diminution des déformations, gain de temps d’acquisition, etc.). La CFAO, quant à elle, facilite la conception des éléments prothétiques, permet une plus grande précision dans la réalisation de la prothèse, un gain de temps dans les processus de fabrication...

Malgré cela, on note que peu de chirurgiens-dentistes se servent actuellement de l’empreinte optique en implantologie.

Le but de cette thèse sera de mettre en avant les limites de l’empreinte optique et de l’usinage par CFAO en implantologie, afin d’essayer d’expliquer pourquoi ces techniques, avec une efficacité pourtant prouvée, restent encore trop peu utilisées et d’en tirer les conclusions quant aux moyens à mettre en œuvre pour les étendre.

---

**TITRE en anglais : Inherent and environmental limits of optical impression and CAD/CAM fixed prosthesis in implantology**

---

**DISCIPLINE :** PROTHESE FIXE

---

**MOTS-CLES Français :** CFAO, implantologie, empreinte optique, limites, caméra optique, prothèse

---

**MOTS-CLES Anglais :** CAD/CAM (MeSH), Optical impression, limits, Dental implantation (MeSH), Dentistry, Dental impression materiel (MeSH), Dental Prosthesis, Implant-Supported (MeSH)

---