HAL
open science

La fabrication assistée par ordinateur en prothèse

Rodolphe Bermes-Klaine

To cite this version:

Rodolphe Bermes-Klaine. La fabrication assistée par ordinateur en prothèse. Sciences du Vivant [q-bio]. 2013. hal-01739168

HAL Id: hal-01739168

https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01739168v1

Submitted on 20 Mar 2018

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.

UNIVERSITÉ DE LORRAINE

AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-thesesexercice-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4
Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10
http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php
http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm

ACADEMIE DE NANCY-METZ
UNIVERSITE HENRI POINCARE NANCY I
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2013 **N° 6045**

-

THESE

Pour le

DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Par

Rodolphe BERMES-KLAINE

Né le 10 juin 1984 à Metz (57)

▫

La fabrication assistée par ordinateur en prothèse.

Présentée et soutenue publiquement le 15 Février 2013

Examinateurs de la thèse :

M.J.P.LOUIS	**Professeur des Universités**	**Président**
M.J.SCHOUVER	**Maître de conférences des universités**	**Juge**
M.R.BALTHAZARD	**Assistant hospitalier universitaire**	**Juge**
M.E.MOUSSIER	**Docteur en chirurgie dentaire**	**Juge**

ACADEMIE DE NANCY-METZ
UNIVERSITE HENRI POINCARE NANCY I
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2013 **N° 6045**

-

THESE

Pour le

DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Par

Rodolphe BERMES-KLAINE

Né le 10 juin 1984 à Metz (57)

▫

La fabrication assistée par ordinateur en prothèse.

Présentée et soutenue publiquement le 15 Février 2013

Examinateurs de la thèse :

M.J.P.LOUIS	**Professeur des Universités**	**Président**
M.J.SCHOUVER	**Maître de conférences des universités**	**Juge**
M.R.BALTHAZARD	**Assistant hospitalier universitaire**	**Juge**
M.E.MOUSSIER	**Docteur en chirurgie dentaire**	**Juge**

Par délibération en date du 11 décembre 1972,
la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que
les opinions émises dans les dissertations
qui lui seront présentées
doivent être considérées comme propres à
leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner
aucune approbation ni improbation.

UNIVERSITÉ DE LORRAINE

Faculté d'Odontologie

Président : Professeur Pierre MUTZENHARDT

Doyen : Professeur Jean-Marc MARTRETTE

Vice-Doyens : Pr Pascal AMBROSINI – Pr Francis JANOT – Dr Céline CLEMENT

Membres Honoraires : Dr L. BABEL – Pr S. DURIVAUX – Pr A. FONTAINE – Pr G. JACQUART – Pr D. ROZENCWEIG – Pr M. VIVIER

Doyen Honoraire : Pr J. VADOT

Sous-section 56-01 Odontologie pédiatrique	Mme M. Mlle Mme Mlle	**DROZ Dominique (Desprez)** PREVOST Jacques JAGER Stéphanie JULHIEN-COSTER Charlotte LUCAS Cécile	Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistante* Assistante Assistante
Sous-section 56-02 Orthopédie Dento-Faciale	Mme M. Mlle M.	**FILLEUL Marie Pierrylo** GEORGE Olivier BLAISE Claire EGLOFF Benoît	Professeur des Universités* Maître de Conf. Associé Assistante Assistant
Sous-section 56-03 Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie légale	Mme M. M.	**CLEMENT Céline** JANOT Francis CAMELOT Frédéric	Maître de Conférences* Professeur Contractuel Assistant
Sous-section 57-01 Parodontologie	M. Mme M. M. Mlle M.	**AMBROSINI Pascal** BISSON Catherine MILLER Neal PENAUD Jacques BOLONI Eszter JOSEPH David	Professeur des Universités* Maître de Conférences* Maître de Conférences Maître de Conférences Assistante Assistant
Sous-section 57-02 Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique, Anesthésiologie et Réanimation	M. M. M. M. M. M. Mme M.	**BRAVETTI Pierre** ARTIS Jean-Paul VIENNET Daniel WANG Christian BAPTISTA Augusto-André CURIEN Rémi GUILLET-THIBAULT Julie MASCHINO François	Maître de Conférences Professeur 1er grade Maître de Conférences Maître de Conférences* Assistant Assistant Assistante* Assistant
Sous-section 57-03 Sciences Biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)	M. M. M.	**WESTPHAL Alain** MARTRETTE Jean-Marc YASUKAWA Kazutoyo	Maître de Conférences* Professeur des Universités* Assistant Associé
Sous-section 58-01 Odontologie Conservatrice, Endodontie	M. M. M. M. Mlle M.	**ENGELS-DEUTSCH Marc** AMORY Christophe MORTIER Eric BALTHAZARD Rémy PECHOUX Sophie VINCENT Marin	Maître de Conférences Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant* Assistante Assistant
Sous-section 58-02 Prothèses (Prothèse conjointe, Prothèse adjointe partielle, Prothèse complète, Prothèse maxillo-faciale)	M. M. M. M. Mlle M. M. Mlle Mlle	**DE MARCH Pascal** LOUIS Jean-Paul ARCHIEN Claude SCHOUVER Jacques CORNE Pascale LACZNY Sébastien MAGNIN Gilles MONDON-MARQUES Hélène RIFFAULT-EGUETHER Amélie	Maître de Conférences Professeur des Universités* Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistante Assistant Assistant Assistante Assistante
Sous-section 58-03 Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie	Mlle M. Mme M. M.	**STRAZIELLE Catherine** RAPIN Christophe (Sect. 33) MOBY Vanessa (Stutzmann) SALOMON Jean-Pierre HARLE Guillaume	Professeur des Universités* Professeur des Universités* Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistant Associé

souligné : ***responsable de la sous-section*** * temps plein

Mis à jour le 01.12.2012

REMERCIEMENTS

A NOTRE PRESIDENT

Monsieur le Professeur Jean-Paul LOUIS

Officier des Palmes Académiques

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Sciences Odontologiques

Docteur d'Etat en Odontologie

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier

Président Honoraire et Secrétaire perpétuel de l'Académie Nationale de Chirurgie Dentaire

Membre de l'Académie Lorraine des Sciences

Responsable de la sous-section : Prothèses

Vous me faites l'immense honneur d'accepter la présidence du jury d'examen de ma thèse.

Excellent pédagogue, vous avez su me transmettre l'amour de la profession grâce à vos qualités humaines et professionnelles durant mon cursus universitaire.

Puissiez-vous trouver en mon travail le témoignage de ma gratitude.

A NOTRE JUGE ET DIRECTEUR DE THESE

Monsieur le Professeur Jacques SCHOUVER

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Sciences Odontologiques

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Vous me faites l'honneur de participer au jury de ma thèse.

J'ai toujours pu compter sur votre disponibilité, votre gentillesse, et vos précieux conseils pour la réalisation de mon travail.

Veuillez trouver ici le témoignage de ma profonde estime.

A NOTRE JUGE

Monsieur Rémy BALTHAZARD

Docteur en Chirurgie Dentaire

Assistant Hospitalier Universitaire

Je vous suis très reconnaissant d'avoir eu la gentillesse d'accepter de juger cette thèse.

Je vous remercie de la grande sympathie que vous m'avez accordée durant mes années d'études universitaire.

Veuillez trouver en mon travail le témoignage de ma sincère considération.

A NOTRE JUGE

Monsieur Eric MOUSSIER

Docteur en Chirurgie Dentaire

Pour votre aide à chaque étape de mon cursus universitaire, votre gentillesse, tous vos conseils ainsi que la confiance que vous m'avez accordée, veuillez trouver ici l'expression de ma profonde reconnaissance et mes respectueux remerciements.

J’offre mes remerciements :

A ma mère, merci pour tout ton amour.

A mon père, pour avoir si bien su m’encourager tout au long de mes études. Merci pour ton soutien.

A mon frère Léonard, pour tous nos souvenirs et nos sessions à venir, maururu.

A Mélodie, merci pour ton amour et ton soutien.

A Pierre, Julia, Delphine et Charles, merci pour votre gentillesse, votre accueil et votre soutien.

A Léa, Iris, Sébastien et Emmanuelle, merci pour votre confiance et les liens que nous avons su créer.

Au 34, Lucie, Antoine, Tieu, Seb, Alima et tous les autres qui sont passés et qui passeront encore en Bretagne, il y a quelque chose d’unique entre nous, merci.

A Eric, Nathalie ainsi que toute l’équipe de Besançon, merci pour votre confiance, votre accueil et tous ces bons moments partagés.

A toute le team de bordeaux, Melvyn, Alex, Edouard, Maeva, Seb, Pierre, Coco … Merci les gars pour votre amitié.

Au crewzing, à Tahiti, à la Réunion, merci à toutes les belles rencontres que j’ai pu faire et qui se reconnaîtront.

Aux copains de la faculté, Cyp, Pierre-Marie, Ayham, Laetitia, Fred, Marin, Nooman, Rémy, Pierre, Béa, Marie-Jo, Jean-Philippe, Anne-K, Lauranne, Dany, Jerem, Clem, … Impossible de tous vous citer. Merci d’avoir enchanté mon passage à la faculté de Nancy.

SOMMAIRE

I. INTRODUCTION…….3

II. BASES FONDAMENTALES DE LA CONCEPTION ET FABRICATION ASSISTEES PAR ORDINATEUR……..4

2.1 DEFINITIONS……4
2.2 HISTORIQUE…….5
2.3 BASES FONDAMENTALES DE LA CONCEPTION ET FABRICATION ASSISTEE PAR ORDINATEUR…….8
2.3.1 LA SAISIE DES INFORMATIONS…….....10
2.3.1.1 LA NUMERISATION TACTILE……....11
2.3.1.2 LA NUMERISATION NON TACTILE……..11
2.3.1.3 LES STANDARDS NUMERIQUES……....13
2.3.2 LA CONCEPTION ASSISTEE PAR ORDINATEUR…….....14
2.3.2.1 PHASE DE TRAITEMENT DES DONNEES……...14
2.3.2.2 PHASE DE MODELISATION OU DE CONCEPTION.....15

***Réflexion sur le chapitre*……...17**

III. SITUATION DE PRODUCTION DES ELEMENTS PROTHETIQUES……...18

3.1 AU CABINET : LA CFAO DIRECTE……..…19
3.2 AU LABORATOIRE OU INTERNALISEE : LA CFAO INDIRECTE…...….24
3.3 EXTERNALISEE……....25

***Réflexion sur le chapitre*……..….28**

IV. TECHINQUES DE PRODUCTION NUMERIQUE……..29

4.1 PROCEDES SOUSTRACTIS A PARTIR D'UN BLOC DE MATERIAU…..29
4.2 PROCEDES ADDITIFS SUR UNE REPLIQUE DE MOIGNONS……..33
4.3 PROCEDES ADDITIFS DE FORMAGE LIBRE PAR STRATES……..….33
4.3.1 L'IMPRESSION 3D……..…33
4.3.1.1 PROCEDE PAR INJECTION DE CIRE……..…….34
4.3.1.2 PROCEDE PAR INJECTION DE RESINE ET POLYMERISATION PAR ULTRAVIOLET……35
4.3.2 LE FRITTAGE SELECTIF PAR LASER (Selective Laser Sintering, SLS) OU FABRICATION DIRECT METAL (FDM)……..36
4.3.3 LA STEREOLITHOGRAPHIE……...38
4.4 LES MACHINES-OUTILS A COMMANDES NUMERIQUES……...41
4.4.1 LES MACHINES D'USINAGES……41
4.4.2 LES MACHINES DE FABRICATIONS ADDITIVES……46

Réflexion sur le chapitre……...48

V. MATERIAUX……..49

5.1 METAUX…….…..49
5.2 CERAMIQUES…….……53
5.2.1 LES CERAMIQUES FELDSPATHIQUES……....53
5.2.2 LES VITROCERAMIQUES…….…54
5.2.3 LES CERAMIQUES INFILTREES…….....54
5.2.3.1 IN CERAM SPINNELL…….....55
5.2.3.2 IN CERAM ALUMINA…….....55
5.2.3.3 IN CERAM ZIRCONIA…….…..55
5.2.4 LES CERAMIQUES POLYCRISTALLINES……55
5.2.4.1 ALUMINE PURE…….55
5.2.4.2 LA ZIRCONE PURE……...56
- LA ZIRCONE TZP
- LA ZIRCONE HIP
5.3 RESINES ET COMPOSITES…….65

Réflexion sur le chapitre……..….67

VI. INDICATIONS DE LA FABRICATION ASSISTEE PAR ORDINATEUR EN PROTHESE…….69

6.1 PROTHESE CONJOINTE ET DENTISTERIE RESTAURATRICE……..69
6.2 PROTHESE SUPRA IMPLANTAIRE……..75
6.2.1 LES PILIERS IMPLANTAIRES……..75
6.2.2 LES ARMATURES SUPRA IMPLANTAIRES…….88
6.3 PROTHESE ADJOINTE……91
6.3.1 LA PROTHESE ADJOINTE PARTIELLE……91
6.3.2 LA PROTHESE AMOVIBLE TOTALE……97
6.4 FABRICATION DE DIE ET DE MODELES…….……100

Réflexion sur le chapitre…….……101

VII. CONCLUSION…….102

VIII. BIBLIOGRAPHIE……103

IX. ADRESSES URL……...110

X. THESES DE DOCTORAT……...111

I. INTRODUCTION

La conception et la fabrication assistées par ordinateur (CFAO) des prothèses dentaires ne datent pas d'hier, mais ont vu le jour dans les années 1970. Cependant aujourd'hui en France, seul deux pourcents des chirurgiens-dentistes possèdent au cabinet un système de CFAO.

Ce nombre s'explique par un manque de connaissance de ces techniques et l'investissement important que cela nécessite.

Or, les prothésistes dentaires ont pris le train en marche de ce qui est une révolution dentaire apportée par la CFAO.

Rappelons-nous de nos premières années à la faculté, le principal des travaux pratiques réalisés permet justement la maitrise des matériaux dentaires ainsi que la connaissance des étapes de laboratoire. Tout cela pour arriver en clinique avec des bases solides tant au niveau des matériaux que de la technique.

C'est exactement ce qu'il nous manque dans le domaine de la CFAO.

Ainsi pour tenter de rattraper notre retard par rapport aux prothésistes, je me suis intéressé à la fabrication assistée par ordinateur (FAO), le but étant la connaissance, les indications et les applications des techniques de la fabrication numérique dans les différents domaines de la prothèse dentaire. Pour cela il faut connaitre les moyens mis à notre disposition pour la fabrication assistée par ordinateur des prothèses dentaires et leurs principes de fonctionnement.

Ainsi, après avoir détaillé les bases fondamentales de la CFAO, je m'intéresserai à la situation de production des éléments prothétiques et surtout aux techniques de production numérique, puis je développerai les matériaux accessibles à la CFAO et enfin les indications de la fabrication assistée par ordinateur.

II. BASES FONDAMENTALES DE LA CONCEPTION ET FABRICATION ASSISTEES PAR ORDINATEUR

1. DEFINITIONS (1, 6, 21, 31, 38, 81, 93)

Grâce à de nombreuses avancées technologiques dans le domaine de l'art dentaire, on peut désormais distinguer un ensemble de techniques dite de C.F.A.O. : Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur. (Egalement nommées CAD/CAM dans la littérature anglaise)
Cette technologie odontologique issue de l'informatique, permet la réalisation de prothèses dentaires.

En amont du procédé de CFAO, il faut intégrer des équipements de numérisations tridimensionnels (3D).

On peut distinguer au sein de la C.F.A.O. deux entités souvent réunies mais bien distinctes : l'association d'un système de captage des informations avec un ensemble de traitement et de création des données, ainsi qu'un système d'exécution :

-La C.A.O : Conception Assistée par Ordinateur (ou C.A.D. : Computer Aided Design), à l'aide de l'outil informatique interactif (dialogue utilisateur-machine), l'opérateur conçoit le modèle virtuel concernant toutes les références technologiques relatives au futur objet. Cela permet d'accélérer les temps de conception dans différents domaines comme la mécanique, l'électronique, la construction…

Une maquette numérique est ainsi obtenue à l'écran, le prothésiste ou le dentiste modèle la pièce en trois dimensions de façon analogue à ce qui est fait en laboratoire avec de la cire et une spatule chaude, la maquette numérique est donc l'ensemble des coordonnées de tous les points constituant l'objet à réaliser.

-La F.A.O. : Fabrication assistée par ordinateur (ou C.A.M. : Computer Aided Manufacturing), la machine-outil automatisée usine (fabrication soustractive) ou crée (fabrication additive), suivant les références techniques obtenues par la CAO, l'objet précédemment conçu sous forme virtuelle. La FAO abouti à la création d'un objet réel, dans notre cas présent, une prothèse dentaire unique.

Les machines à commandes numériques peuvent produire toutes sortes de pièces prothétiques et peuvent faire appel à différents matériaux : résine, céramiques, métaux…

Cette fabrication d'une pièce prothétique peut se faire également selon différents procédés : par coulée, usinage, addition …

Les étapes de CAO et FAO sont commandées par des logiciels propres à chaque unité et à chaque système.

Certains systèmes sont ouverts à d'autres systèmes, d'autres sont fermés et ne peuvent pas communiquer avec des systèmes différents.

2. **HISTORIQUE** (1, 6, 20, 22, 23, 24, 26, 38, 62, 65, 81, 92, 95, 107)

Dès les années 50, des chercheurs américains et anglais ont tenté de « mathématiser » l'analyse de la position spatiale des points de référence à la surface des dents (SAVANA, LANG et PRYPUTNEIEWICZ), pouvant ainsi rêver à faire des relevés bi, puis tridimensionnels par les spécialistes des analyses céphalométriques (BJORK, DOWNS, STEINER…)

Ce sont donc les chercheurs en biologie, matière fondamentale, et en O.D.F, secteurs très en avance à l'époque, qui ont eu recours en premier aux techniques novatrices telles que l'optique et l'informatique, publiant ainsi leurs travaux dès 1960

Grâce au « laser » et à « l'holographie », couronnés de deux prix Nobel, les recherches afin de pouvoir réaliser une empreinte optique allaient pouvoir commencer.

Dès 1971, au laboratoire de physiologie animale de la faculté des sciences de Lyon, François DURET, le Professeur PEREZ, et le Professeur Jacques DUMAS ont pu commencer leurs travaux pour permettre la naissance de la CFAO afin de révolutionner les pratiques de la dentisterie restauratrice.

La première thèse regroupant les connaissances de la CFAO fut celle de François DURET soutenue en 1973 en France, à Lyon, sous le titre « empreinte optique ».

Cette thèse rend compte des procédés de CFAO toujours utilisés de nos jours et permet à la France d'être l'inventeur de la CFAO médicale et dentaire.

De 1975 à 1981, seuls deux pays, la France et les Etats Unis d'Amérique s'intéressent aux recherches sur le sujet.

En 1976, c'est la première présentation de la CFAO en congrès.

Ce n'est qu'à partir de 1980 que le Japon se lance dans l'aventure de la CFAO.

En 1981, aux USA, présentation théorique par ALTSCHHULER sur « la méthode de projection de franges à pas variables »

En 1983, c'est la première présentation des travaux sur la CFAO lors des entretiens de Garancière, permise grâce à la collaboration de François DURET, Jacques DUMAS, Joseph THOUVENOT, des sociétés, THOMSON, MATRA, et de l'ICN. A cette époque, la chaine n'était pas complètement informatique pour la réalisation d'une « couronne en 20 minutes ».

Naissance en 1984, en Suisse, du Cerec Mark 1 et usinage des premiers inlays grâce à MOERMAN, REISS et de l'équipe SIEMENS dentaire (devenu SIRONA).

Grace à la collaboration de la société HENNSON, de JP HENNEQUIN et de JL BLOUIN, en 1985, au congrès de l'Association Dentaire Française, c'est la première réalisation d'une couronne usinée par CFAO, scellée une heure après l'empreinte optique.

Ainsi dès 1985 la CFAO dentaire était devenue un véritable appareil intégrable dans les laboratoires et les cabinets dentaires, cependant de nombreux points restaient perfectibles : l'empreinte, la machine-outil, les matériaux…

Aux USA, Diane REKOW publie de nombreuses recherches mais toujours aucune machine ne voit le jour.

En Suisse et en Allemagne, MOERMAN, grâce au soutien de SIEMENS dentaire, développe le Cerec Mark 1 (puis 2, 3, et 3D) qui permet la réalisation de couronnes et d'inlays au sein d'un cabinet dentaire. Il crée ainsi les premières céramiques usinables (Dicor MGC, Vita CEREC Mark 1 et 2) ainsi que des composites de scellement et comblement (Vita CEREC Duo-Cement)
Le CEREC se voit remplacer son moteur d'usinage à entrainement par eau, par un moteur à entrainement électrique nécessaire pour la coordination d'axes d'usinage.

L'équipe de F DURET s'oriente vers le spectrophotomètre dentaire : le Shade Master de BERTIN, l'articulateur électronique des mouvements mandibulaires pour la CFAO, les logiciels d'implantologie, l'usinage des premiers Zircones en green phase à Grenoble, et le développement des matériaux pour la CFAO : Aristée (composite dentaire hétérogène à fibres orientées), Targis/Vectris, et enfin les tenons fibreux.

En 1988, c'est la réalisation du premier bridge par CFAO et la commercialisation du Cerec 1 en europe.

En Suède, Matt ANDERSON met au point le système PROCERA avec le soutien de Nobel Pharma (devenu Nobel Biocare). L'objectif est d'associer le Procera aux implants Branemark. Le matériau à usiner est donc le titane. Le prothésiste doit envoyer le die en Suède. A la réception du die, il y a analyse par micro palpage de la préparation. L'usinage simultané grâce au bras pentographique d'une copie en matériau électriquement conducteur. Cette copie du die va usiner une barre de titane à l'intérieur par électro érosion et, à l'extérieur, l'usinage se fait par fraisage.

Ils permettent de faire accepter l'idée de grands centres délocalisés pour la fabrication des prothèses par CFAO ainsi que le concept d'un travail en collaboration avec le prothésiste qui procède à une délocalisation partielle de son travail.

Ainsi en 1991 C'est le lancement des premiers centres d'usinage délocalisés.

Ce concept s'étend aux céramiques pour couronnes et bridges puis aux implants, ainsi dès 1992 la CFAO fait son entrée en implantologie.

En 1993, apparait le premier journal spécialisé en informatique et CFAO dentaire : « international journal of computerized dentistry ».

A partir de cette période, la CFAO se démocratise. Tandis que les systèmes qui existent déjà se perfectionnent, de nombreux nouveaux systèmes voient le jour : Ceramic, Celay, Cicero, Circom, DCS titan, Digident, Ritter…

Ce sont alors les grands groupes industriels qui dominent le marché, avec une logique de rentabilité.

En 1993, c'est l'implosion financière du groupe HENNEQUIN. François DURET se trouve comme sponsor GC, et que la CFAO s'installe au Japon, mais également aux USA, à USC (Los Angeles), et au Canada sous le nom de Cynovad.

A ce moment, certains systèmes disparaissent (Celay, Ceramic, Cicero…), d'autres se renforcent : DCS, Procera et Cerec qui, grâce à l'université de Zurich et à SIEMENS, se transforme en CEREC Mark II (1993) avec une machine-outil indépendante travaillant avec deux usinages simultanés.

D'autres groupes arrivent sur le marché : Cercon de Dentsply Degudent, le Pro 50 de Cynovad et l'Everest de Kavo.

Au Japon se développe le G.N.1 : G pour GC, N pour Nikon (capteur et logiciels) avec également la participation d'Hitachi pour la machine-outil.

Les matériaux évoluent également, ainsi, en 1996, c'est le lancement commercial des premières céramiques en zircones.

En 2000, le Cerec Mark 3 présente son premier programme de modélisation surfacique (qui deviendra le Cerec Mark 3D en 2002).

A cette période, les systèmes fermés prédominent.

A la même époque les fournisseurs proposent des machines d'usinage totalement automatisées, développées essentiellement pour la mise en forme d'armatures en zircones : Cercon de Dentsply Degudent, Cerec de Sirona et Everest de Kavo.

De même que d'autres développent spécifiquement la conception et fabrication d'armatures : Precident de DCS dental DentaCAD de Hint-Els.

Grâce à l'avènement d'internet haut débit accessible pour tous, en 2004 apparaissent les premiers systèmes dentaires ouverts utilisant la communication STL (STéréoLythographie).

A partir de là, les différents systèmes existant vont s'orienter vers diverses philosophies, les systèmes manuels : Wol Ceram, des systèmes plus compacte : Cercon, Cerec, des grosses unités de production : DCS, Cadim, Nissan photo, et enfin délocalisé : Procera.

C'est à cette période que l'on voit arriver des systèmes ouverts sur le marché.

En 2006, Bien Air rachète DCS et arrête la commercialisation de Precident qu'il remplace par deux machines : Mill200 pour l'usinage de matériaux tendres et Mill300 pour les matériaux durs.

Wieland lance un système complet de CFAO en intégrant le système CAO de 3shape avec des machines de conception Imes pour donner naissance à la gamme Zeno.

En 2008 est présentée la première caméra filmant en bouche.

En 2009, Wieland présente la Zenotec , 4 ou 5 axes avec une palettisation pouvant contenir trente disques en magasin

Aujourd'hui, une quinzaine de machines de FAO sont commercialisées en France, et arrive des centres de production industriels qui peuvent produire des armatures en masse, ou encore des piliers implantaires.

L'avenir de la CFAO se tourne donc vers une intégration totale dans les laboratoires avec une communication et des périphériques situés dans les cabinets dentaires.

3. BASES FONDAMMENTALES DE LA CONCEPTION ET FABRICATION ASSISTEES PAR ORDINATEUR (4, 6, 15, 21, 31, 36, 67, 84, 89, 92, 93, 102)

Même si nous allons nous intéresser plus précisément à la FAO, il est nécessaire de comprendre les bases fondamentales de la CFAO, afin de mieux comprendre la FAO.

Tout d'abord le chirurgien-dentiste doit préparer la dent qui recevra la pièce prothétique. La pièce prothétique sera donc fabriquée par une machine-outil spécifique. Les machines-outils ayant des capacités spécifiques, et notamment des incapacités spécifiques, le chirurgien-dentiste doit suivre certaines indications lors de la taille de la dent. De même que le choix du matériau utilisé pour la future prothèse va définir d'autres indications de la taille de la dent.

On peut décomposer la CFAO en trois étapes distinctes :

-La saisie des informations

-La conception assistée par ordinateur de la pièce
-la fabrication assistée par ordinateur cette pièce.

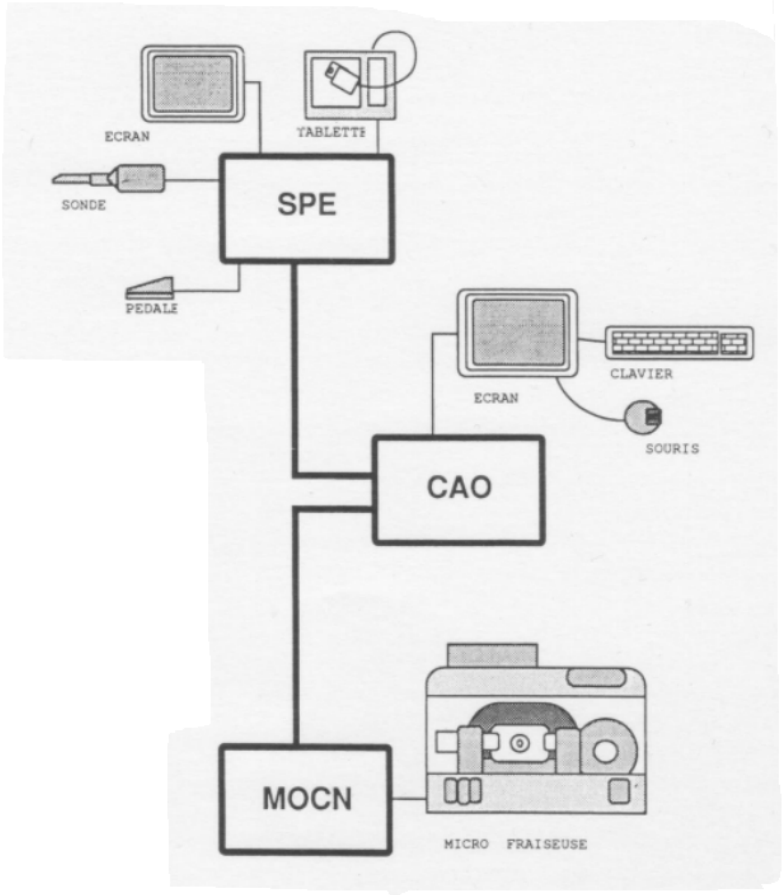


Fig. 1 : Le principe schématique de la CFAO (21)
SPE = Système de prise d'empreinte
CAO = Conception Assistée par Ordinateur
MOCN = Machine-Outil à Commande Numérique.

Ces trois étapes nécessitent donc la présence de trois unités : (fig. 1)

-Un scanner qui permet l'acquisition des données physiques et les transpose en données numériques exploitables.

-Un logiciel de conception au sein d'un ordinateur qui permet de travailler les données numériques acquises préalablement et d'élaborer numériquement la future prothèse.

-Une machine-outil avec son logiciel qui permet la production d'une pièce prothétique analogique réelle, à partir des données numériques virtuelles.

3.1 **LA SAISIE DES INFORMATIONS** (25, 26, 27, 36, 84, 89, 91, 92)

C'est l'acquisition numérique de l'image. Le but est d'enregistrer le maximum d'informations sur la situation présente.

L'unité d'acquisition comprend deux parties
-Un récepteur : il est au contact de l'objet et permet la prise d'information.
-Un centre de numérisation : il transpose les données analogiques collectées par le récepteur en données numériques.

A la fin de cette étape de numérisation, on obtient un modèle de travail virtuel sur lequel on pourra travailler la future prothèse à réaliser.

Cette acquisition peut être soit intra-orale donc directe, soit extra-orale donc indirecte (fig.2).

L'acquisition intra-orale ne peut être que non tactile en comparaison de la numérisation extra-orale qui peut être tactile ou non tactile.

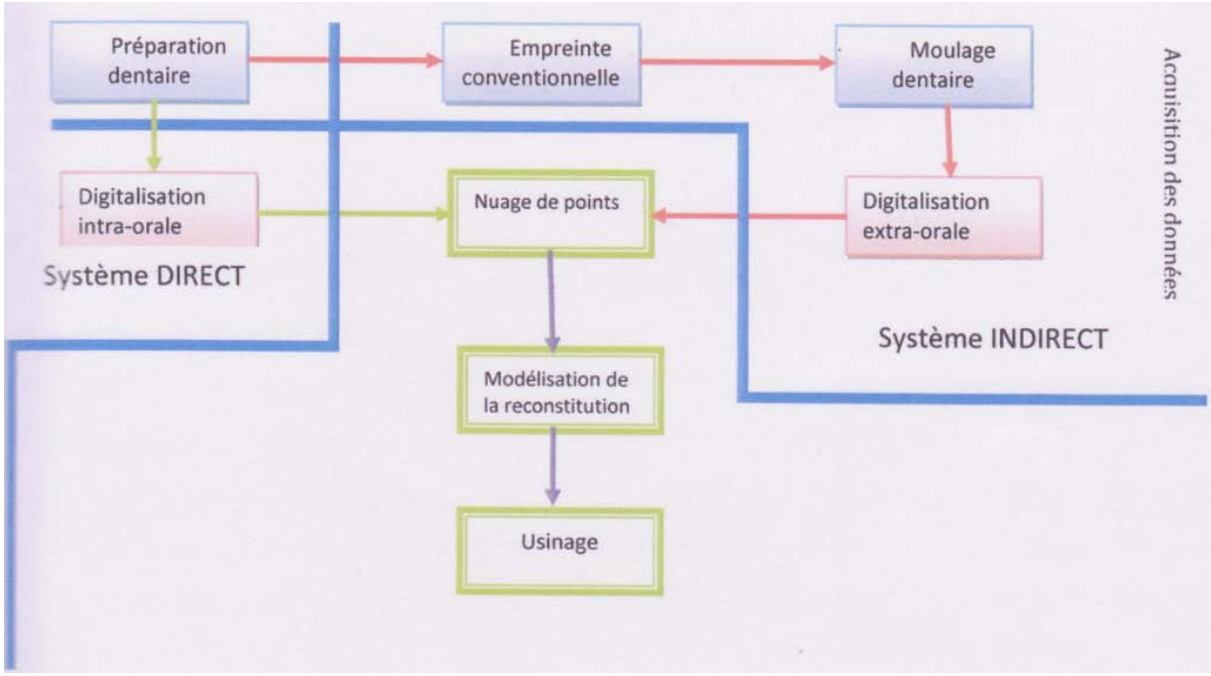


Fig. 2 : Marche à suivre en fonction du type d'acquisition des données. (116)

Il existe donc deux types de numérisations possibles.

3.1.1 LA NUMERISATION TACTILE

Il y a donc un contact entre la surface de l'objet à analyser et un palpeur (fig. 3).

Ce palpeur balaye donc la surface de l'objet et enregistre par micro palpation la forme et la taille de l'objet.

Il existe deux méthodes de réalisation :

- A la volée, c'est-à-dire manuelle, méthode qui a disparu.
- Et la méthode universelle, qui est automatisée, plus rapide et plus précise.

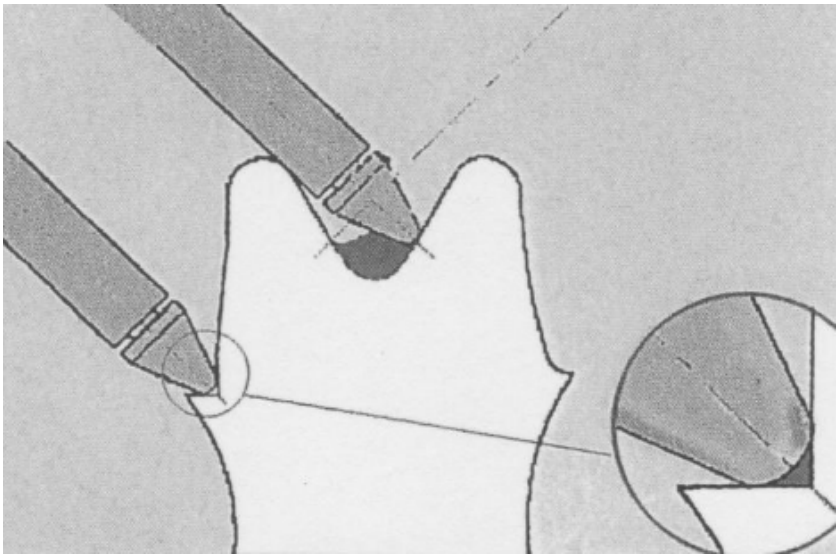


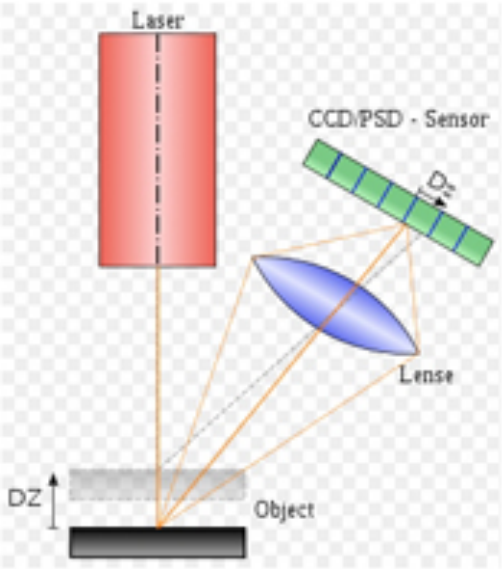
Fig. 3 : Problèmes rencontrés avec une numérisation tactile. (91)

3.1.2 LA NUMERISATION NON TACTILE

Il n'y a donc pas de contact physique entre l'objet et le capteur. Le capteur envoie grâce à un émetteur de lumière un rayonnement sur l'objet et enregistre son retour grâce à un récepteur.

Il existe 2 méthodes de réalisation :

- La méthode par triangulation active (fig. 4).



Principe d'un détecteur utilisant la triangulation laser. Deux positions de l'objet sont montrées.

Fig. 4 : Schéma de la triangulation active (107)

Cette méthode connait plusieurs variantes :

: Projection d'un point lumineux

: Projection d'une ligne lumineuse

: Masque projeté

: Ondulation d'une onde ou système d'interférométrie optique (Cerec)

Toutes ces méthodes utilisent le même type de récepteur : les camera CCD (Charged Couple Device). Elles sont photosensibles et convertissent un rayonnement électromagnétique (Ultraviolet, visible, Infra rouge) en signal électrique analogique.

Le signal est amplifié, numérisé par un convertisseur analogique-numérique puis traité et on obtient ainsi une image numérique.

-La méthode par temps de vol
On mesure le temps de propagation aller-retour de la lumière entre le capteur et la pièce à mesurer, c'est l'écho lumineux.

Cela résout les problèmes de projection d'ombre présents dans l'autre méthode (le rayon incident peut être sur la même ligne que le rayon réfléchi, ce qui est impossible par des techniques de triangulation) (fig. 5).

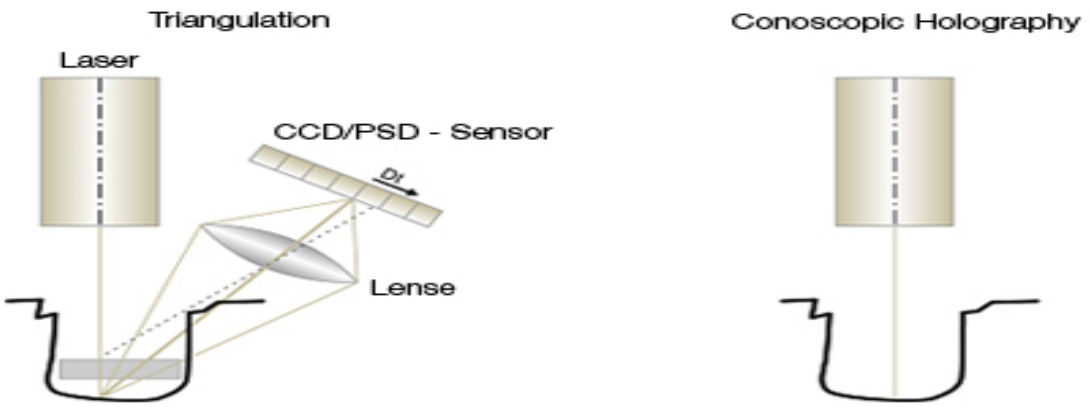


Fig. 5 : Différences entre triangulation active et l'holographie conoscopique. (107)

Cet ensemble de numérisations existantes peuvent intéresser plusieurs éléments, ainsi la numérisation peut concerner :

- La numérisation de maquettes
- La numérisation de modèles
- La numérisation des empreintes
- La numérisation intra-buccale
- La numérisation des fabrications

3.1.3 **LES STANDARDS NUMERIQUES** (6, 107)

- Standard STL

  Les données enregistrées doivent être formatées dans un format de fichier standard afin d'être partagées entre les différentes unités de la CFAO. Le format STL (STereoLithographie) est le format le plus souvent utilisé par les systèmes dits « ouverts ».

  Les systèmes dits « fermés » utilisent un format de fichier spécifique ne pouvant être utilisés uniquement par le logiciel et la machine-outil correspondants, mais sont à l'origine, calqués sur le standard STL.

  Que ce soit à partir d'une numérisation intra ou extra buccale, il s'agit d'un procédé qui génère un maillage de points reliés entre eux pour constituer une modélisation 3D par triangulation.

  Ce modèle en trois dimensions, assimilé à un ensemble de polygones, est ensuite importé dans le logiciel de CAO.

- Norme STEP

  C'est la norme d'échange de données de produits (Standards for Ex-change of Product data). C'est une base pour appliquer, partager et archiver des bases de données de produits

- Norme DICOM
  C’est une norme qui réglemente le format des images médicales pour qu’elles soient transférées (Digital Imaging and Communication in Medicine).
  Cette norme n’est pas encore répandue pour l’imagerie numérique dentaire.

3.2 **LA CONCEPTION ASSISTEE PAR ORDINATEUR** (6, 36)

Cette phase correspond à l’élaboration numérique de la prothèse, c’est-à-dire virtuelle.

Elle peut se subdiviser en deux phases :

-Une phase de traitement des données

-Une phase de modélisation

3.2.1 **PHASE DE TRAITEMENT DES DONNEES** (6)

La phase de saisie des informations génère un flot trop important de données. Un logiciel doit donc réduire ces données pour pouvoir être traitées par un ordinateur sans pour autant nuire à la qualité de l’information enregistrée (fig. 6).

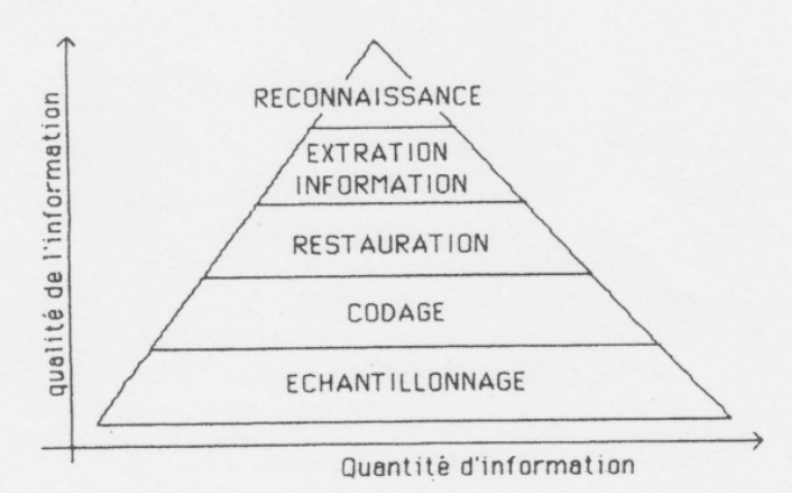


Fig. 6 : représentation pyramidale des informations qui composent l’image (116)

L’ensemble de données de l’acquisition génère un ensemble de points.

L’ensemble des points sont reliés pour constituer un modèle en trois dimensions par triangulation.

Ce modèle 3D est un ensemble de polygones qui différencie l’intérieur du modèle de l’extérieur par une orientation différente de ces polygones.

L’ensemble peut alors être transféré vers un logiciel de modélisation 3D sous le nom de format de fichier STL pour concevoir la prothèse.

3.2.2 **PHASE DE MODELISATION OU CONCEPTION** (7, 31)

Il apparait sur l’écran un modèle de travail numérique virtuel en trois dimensions. Ce modèle peut être vu sous tous les angles et toutes les tailles. Il peut être retravaillé (détouré, corrigé, etc.…) et l’opérateur va élaborer la future prothèse.

Les logiciels de CAO disposent de préformes qui vont être testées puis adaptées au modèle positif unitaire (M.P.U) en fonction de la correspondance entre les préformes existantes et les caractéristiques des autres dents du patient. La prothèse se positionne sur le modèle puis s’adapte à la limite cervicale de la préparation prédéfinie par l’opérateur.

L’opérateur peut intervenir sur toutes les caractéristiques générales de la prothèse : sur l’épaisseur occlusale, cervicale, etc., sur les limites cervicales, sur l’espacement entre la prothèse et le modèle de travail (place laissée aux ciments ou colles), etc.…

Il peut intervenir également sur des endroits précis de la prothèse avec des outils de lissage, soustraction, addition, de bascule de la prothèse, de position, de forme, etc.…

L’opérateur peut alors à partir de la prothèse proposée par le logiciel de CAO, complètement la redessiner et la modifier en fonction de ses envies, de sa connaissance de la bouche du patient, des caractéristiques propres à la bouche du patient, etc.…

Cette opération peut être plus ou moins rapide en fonction de la connaissance du logiciel, de l’expérience de l’opérateur, et de la prothèse à réaliser.

Ainsi dans les laboratoires de prothèse, on voit apparaitre des « info-prothésistes » qui se spécialisent donc dans la C.F.A.O.

En effet, cette opération peut être chronophage pour le chirurgien-dentiste qui préfère déléguer cette opération au laboratoire, ou alors il ne possède pas de système de C.F.A.O. au cabinet, et c’est le laboratoire qui réalise l’ensemble de la prothèse par C.F.A.O.

Encore un autre exemple : c’est dans le cas de réalisation de bridge, les cabinets ne sont pas encore équipés de systèmes de F.A.O. pouvant réaliser les bridges et leurs armatures, de même que l’usinage d’autres matériaux que la céramique n’est pas encore possible en cabinet.

Une nouvelle branche s’est donc ouverte pour les prothésistes grâce à la C.F.A.O.

Une fois la prothèse élaborée virtuellement, il reste la réalisation physique de la prothèse rendue possible grâce aux machines de F.A.O et le choix du matériau détaillé dans les chapitres suivants.

<u>Réflexion sur le chapitre</u> :

Ainsi, depuis les années 1970 sous l'initiative de F. DURET, la recherche se penche sur la CFAO et ses possibilités. Cependant, l'organisation même de la CFAO ne change pas et se décline en trois phases :

-La saisie des informations.
-La conception assistée par ordinateur de la pièce
-la fabrication assistée par ordinateur cette pièce.

La saisie des informations ou numérisation, est presque exclusivement non tactile aujourd'hui permettant un gain de temps et évitant ainsi tous les problèmes rencontrés par la numérisation tactile. Par ailleurs, l'empreinte optique intra-buccale est aujourd'hui réalisable et suscite de nombreuses recherches.

L'ensemble des données numériques est transmis à un ordinateur contenant un logiciel pour réaliser la conception de la pièce prothétique. Le traitement des données est réalisé par le logiciel lui-même. La conception virtuelle de la pièce prothétique nécessite un travail du praticien ou du prothésiste afin de créer cette pièce.

Une machine-outil à commande numérique reçoit les informations transmises depuis le centre de conception et se charge par plusieurs procédés possibles, de la réalisation de cette pièce prothétique virtuelle en un objet réel.

III. SITUATION DE PRODUCTION DES ELEMENTS PROTHETIQUES

(4, 6, 8, 10, 14, 15, 39, 44, 51, 67, 77, 90, 91, 93, 107)

Plusieurs situations sont possibles pour la production de la prothèse à réaliser. L'opérateur, en fonction du choix du matériel de CFAO qu'il possède au cabinet ou en fonction des matériaux qu'il veut utiliser ou encore en fonction de la prothèse à réaliser, va devoir réaliser la prothèse dans des lieux géographiques différents. Ainsi s'offre à lui trois possibilités :

- Directement au cabinet
- Internalisé c'est à dire au laboratoire de sa région
- Externalisé c'est-à-dire dans un centre d'usinage délocalisé par rapport à son laboratoire.

Parmi les choix possibles il faut également distinguer si le système est « ouvert » ou « fermé ».

Dans un système ouvert, les étapes de la CFAO peuvent être réalisées par des machines de fabricants différents communiquant entre les modules (scanner, CAO et FAO) par des fichiers en format ouvert (STL), c'est-à-dire lisibles par les divers modules bien qu'ils n'aient pas le même fabricant.
Ce système n'est possible qu'avec une numérisation extra-buccale.

Les principaux systèmes ouverts sont :

- Bien Air
- Cynovad
- Daos-Dental
- Dental Wings
- NobilMetal
- Schein
- SID-Laserdenta
- Simeda
- Suntech

Dans un système fermé, le fabricant oblige l'opérateur à utiliser un seul et unique système de CFAO, ainsi le lien entre le scanner, la CAO, et la FAO n'est possible qu'avec les modules d'un même système. Les fichiers sont donc spécifiques à chaque système et ne peuvent être lus par les autres.

Les principaux systèmes fermés sont

- 3M-LAVA
- Bego
- Degudent-Cercon
- Kavo-Everest
- Metalor-Metanova
- Nobel-Procera
- Oratio-Cyrtina
- Sirona-Cerec
- Straumann-Ekton

1. **AU CABINET : LA CFAO DIRECTE** (4, 8, 12, 14, 30, 33, 38, 51, 62, 66, 67, 73, 77, 93)

Le système CEREC (pour CERamic REConstructions) (sirona) est actuellement le leader sur le marché de la CFAO directe (fig. 7). En 2008 il était le seul sur le marché….

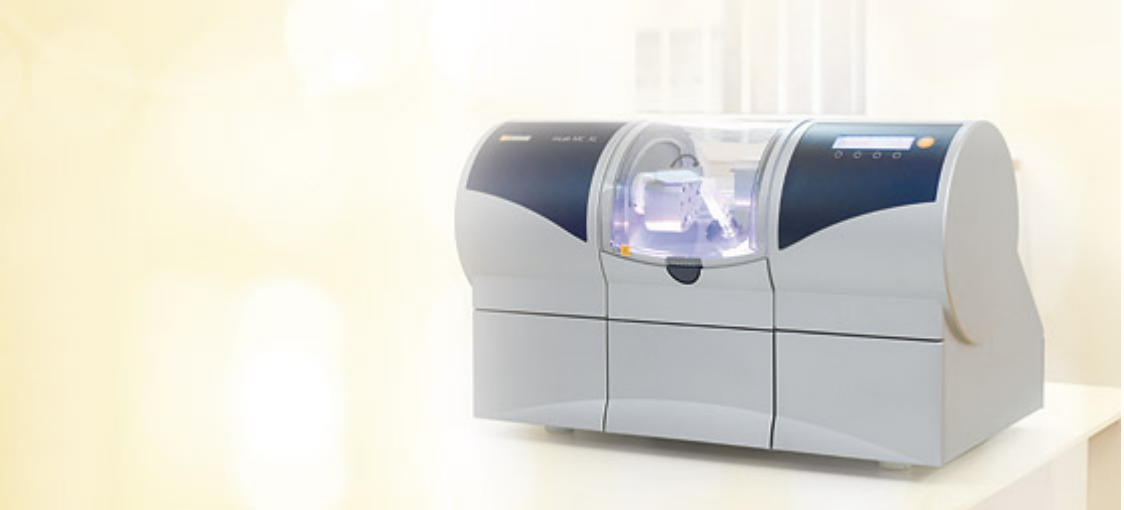


Fig. 7: Sirona Cerec MC XL (113)

Il reprend le concept qui a été mis en place par F. DURET : réaliser un traitement complet en une séance unique, ici, l'ensemble du système de CFAO (scanner, logiciel de CAO, unité de CAO logiciel de FAO, unité de FAO, et un four céramique) est présent au cabinet.

Depuis les années 1980, ce système a connu de nombreuses évolutions (fig. 8 et 9).

Major milestones in CEREC* CAD/CAM development.

YEAR	HARDWARE	SOFTWARE CAPABILITY	RESTORATION TYPE	DEVELOPER
1980	Basic concept	Two-dimensional	Inlays	Mörmann (University of Zurich) and Brandestini (Brandestini Instruments, Zurich)
1985	CEREC 1	Two-dimensional	First chairside inlay	Mörmann and Brandestini (Brains, Zurich)
1988	CEREC 1	Two-dimensional	Inlays (1), onlays (2), veneers (3)	Mörmann and Brandestini
1994	CEREC 2	Two-dimensional	1-3, partial (4) and full (5) crowns, copings (6)	Siemens (Munich, Germany)
2000	CEREC 3 & inLab	Two-dimensional	1-6 and three-unit bridge frames† (inLab‡)	Sirona (Bensheim, Germany)
2003	CEREC 3 & inLab	Three-dimensional	1-6 and three- and four-unit bridge frames† (inLab‡)	Sirona
2005	CEREC 3 & inLab	Three-dimensional	1-5 automatic virtual occlusal adjustment	Sirona

* Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany.
† Bridge frameworks are being fabricated in Europe only, on an experimental basis.
‡ InLab only: Extended-range ceramic block spindle.

Fig. 8. Evolutions majeures du développement du système Cerec. (62)

Il n'y a pas d'empreinte avec un matériau donc moins de risques d'erreurs. On scanne directement en bouche : empreinte de la préparation et de l'occlusion, puis on réalise la CAO et on lance la FAO.

Fig. 9. Détails du nouveau Cerec MC XL avec écran de contrôle, rangements, et la partie d'usinage visible avec les deux fraises diamantées : cylindrique et « step bur ». (113)

On obtient la prothèse que l'on glace et elle subit une préparation thermique (Four à céramique avec un programme précis en fonction du matériau utilisé). Il ne reste plus qu'à coller en bouche.

La séance unique dure en moyen 45 minutes pour un praticien expérimenté.
Les actes de CFAO direct concernent les inlays/onlays, les facettes et les couronnes unitaires (fig. 10).

Situation cliniques	Indications possibles			
	Facettes	Inlays	Couronnes totales	Endocouronnes
Incisives et canines				
- dents vivantes	+ + +	+ + +	+ + +	s o
- dents dévitalisées	+ +	+	+ +	-
Prémolaires				
- dents vivantes	s o	+ + + +	+ +	s o
- dents dévitalisées	-	-	+	-
Molaires				
- dents vivantes	s o	+ + +	+ + +	s o
- dents dévitalisées	-	-	+	+ + + +
s o : sans objet				

Fig. 10 : Synthèse des indications et contre-indications du système Cerec au cabinet. (39)

Pour cela en plus de l'acquisition du système de CFAO, il faut s'équiper d'un spray de poudrage (bientôt plus nécessaire), de fraises de rechange, de liquide lubrifiant, de blocs de céramiques de plusieurs teintes et de plusieurs tailles, et d'un kit de maquillage. Le tout prend la place d'un ou deux tiroirs.

Les avantages de la séance unique : (fig. 11, 12 et 13)

- Diminution des risques de contamination des surfaces dentaires donc une diminution des risques de sensibilité post opératoires et un collage optimisé.

- Pas de séance de temporisation (on gagne un quart à un tiers de temps de travail par semaine).

- Diminution des couts de stérilisation, de matériel, et de consommable. Gain de temps pour l'assistante, plus disponible.

- Contrôle par le praticien de l'ensemble de l'acte thérapeutique.

- Confort pour le patient au niveau des horaires, des empreintes (plus de porte empreinte), du stress, du nombre d'anesthésies, etc.

Tableau II - Durée comparative de réalisation d'une restauration par CFAO directe et artisanale		
	CFAO directe (1 séance)	Technique artisanale (2 séances)
Accueil du patient	2min	2min
Anesthésie	7min	7min
Préparation de la cavité	10min	10min
Réalisation du mordu	1min	1min
Empreinte de la préparation	0.5min	4min
Empreinte de l'antagoniste	0.5min	2min
Temporisation		3min
Libération du patient		3min
CAO	3min	
FAO	8min	
Accueil du patient		2min
Anesthésie		7min
Dépose de la temporisation		2min
Essai clinique	2min	2min
Maquillage	11min	
Procédure de collage	10min	10min
Finitions	2min	2min
Libération du patient	3min	3min
Total	60min	60min

On notera que les temps d'usinage et de cuisson des maquillants peuvent être optimisés pour la réalisation d'un autre soin sur le même patient

Fig. 11 : Durée comparative de réalisation d'une restauration par CFAO directe et artisanale. (12)

Afin d'utiliser au mieux la machine, une formation est nécessaire, et l'installation du matériel est réalisée par un professionnel.

En dehors de l'acquisition de système de CFAO, d'autres frais sont à prévoir :

- Les consommables : céramiques, lubrifiant, fraises, maquillage
- La maintenance des logiciels
- La maintenance du matériel
- L'assurance.

Le développement de la CFAO directe la place donc avec de bons pronostics dans notre arsenal thérapeutique moderne.

Cependant, l'investissement coute cher et cette technique reste très patricien-dépendante, ce qui confère un frein pour certains.

En 2009, seul moins de 2% des praticiens possèdent un système de CFAO directe.

1. Avez-vous déjà eu une prothèse fixée conventionnelle (nécessitant au moins 1 étape de laboratoire) ?	Oui 33	Non 12		
2. Comment ressentez-vous votre nouvelle prothèse ?	Déjà oubliée 35	Différentes des autres 9	Sans opinion 1	
3. Le résultat esthétique vous semble :	Très bon 35	Acceptable 10	Peu satisfaisant 0	Inacceptab 0
4. Le temps de conception et d'usinage vous a-t-il paru :	Acceptable 39	Inacceptable 6		
5. Le traitement en une seule séance présente pour vous un avantage :	Majeur 25	Agréable 16	Indifférent 4	
6. L'empreinte classique (porte-empreinte et pâte) vous semble :	Confortable 12	Inconfortable 20	Sans opinion 13	
7. L'empreinte optique vous a-t-elle semblé :	Confortable 35	Inconfortable 8	Sans opinion 2	
8. Si vous aviez le choix, votre prochaine prothèse fixée serait :	Classique 4	CEREC® 41		

Fig. 12 : Enquête de satisfaction auprès des patients du système Cerec. (38)

Mise en œuvre			
1. La préparation de la dent vous a-t-elle semblé :	Simple 26	Normale 18	Difficile 1
2. La préparation a été, vis-à-vis des tissus dentaires :	Économe 25	Normale 20	Délabrante 0
3. La prise d'empreinte vous a-t-elle semblé être un geste simple ?	Oui 22	Non 23	
4. La prise d'empreinte vous a-t-elle semblé être un geste rapide ?	Oui 21	Non 24	
5. Le temps d'usinage vous a-t-il semblé :	Acceptable 45	Trop long 0	
6. La pièce brute d'usinage vous a-t-elle paru :	Soignée 31	Moyenne 14	Médiocre 0
7. L'adaptation de la pièce prothétique a été :	Facile 40	Difficile 4	Impossible 1
8. L'interface informatique vous a-t-elle semblé :	Simple à maîtriser 7	Complexe mais accessible 38	Trop complexe et pas accessible 0
À 8 jours			
9. Le contrôle à 8 jours donne une impression de qualité d'adaptation :	Exellente 35	Moyenne 10	Médiocre 0
10. La qualité esthétique à 8 jours vous semble :	Exellente 32	Moyenne 13	Médiocre 0

Fig. 13 : Enquête de satisfaction auprès des praticiens du système Cerec. (38)

2. **AU LABORATOIRE OU INTERNALISEE, LA CFAO INDIRECTE** (4, 6, 15, 37, 44, 53, 67, 77, 90, 93, 107)

Dans ce cas, l'empreinte optique n'est pas faite en bouche par le chirurgien-dentiste. Le chirurgien fait une empreinte classique qui sera envoyée au laboratoire.

C'est le prothésiste qui, après avoir coulé le modèle en plâtre, le scanne lui-même.

Cela intéresse les laboratoires moyens, en effet l'investissement est cher, et un petit laboratoire ne peut pas se permettre cet investissement.

Le laboratoire est donc équipé d'un matériel réduit mais complet pour réaliser la chaine de CFAO par usinage par soustraction.

Un grand nombre de procédés d'usinages par soustraction est proposé aux laboratoires moyens depuis quelques années par de nombreux fournisseurs : Sirona, Kavo, Degudent, Bien air, Schein, …

Dans un souci d'ouverture et de parts de marché, Bien Air, Hint-Els, Cynovad, etc. offrent la possibilité d'usiner à partir de tous les fichiers 3D STL issu de la CAO ouverte. D'autres ont suivis le pas, ainsi Dentsply, Kavo et Sirona qui font déjà partie d'un système de CFAO complet peuvent usiner des fichiers de la CAO issue de 3Shape.

L'intérêt de ces techniques pour le prothésiste réside dans le fait qu'il y a très peu de travail sur le modèle en plâtre, et donc peu de risques de l'altérer, cependant il doit maîtriser l'outil informatique ainsi que les logiciels.

Ainsi avant de travailler avec un laboratoire, le chirurgien-dentiste doit se renseigner sur quel système de CFAO possède ce laboratoire. Il faut faire attention à trouver un laboratoire qui pourra offrir le plus grand choix de systèmes afin qu'il puisse répondre à tous nos cas cliniques dans les meilleures conditions.

3. **EXTERNALISEE** (4, 15, 17, 55, 67, 86, 90, 91, 93)

Ici, le scannage et l'élaboration de la maquette numérique sont toujours réalisés par le laboratoire (bien qu'il puisse aussi réaliser une maquette en cire s'il ne possède pas le matériel nécessaire), mais la FAO est réalisée par un autre laboratoire qui possède un équipement spécifique plus performant demandant un investissement lourd.

Le prothésiste envoie ses fichiers numériques par mail au centre d'usinage spécifique après avoir scanné la prothèse et éventuellement réalisé la CAO (Attention, il peut se contenter d'envoyer l'empreinte s'il ne possède pas le matériel nécessaire donc il faut vérifier que la chaine de CFAO comporte tous les éléments entre les différents acteurs).

C'est Procera qui mit en place ce procédé avec son centre d'usinage en Suède, traitant les cas provenant de toute l'Europe, et un autre centre aux Etats Unis. D'autres ont vu le jour notamment en Suède comme Astra, ou encore en Allemagne : Ekton Straumann, Cercon, Bego, …

Procera mettait à disposition deux scanners à palpeur de modèles et maquettes :
-Le Piccolo pour dent unitaire.
-Le Forte pour les arcades complètes.
Aujourd'hui ces deux scanners sont remplacés par un scanner laser.

La CAO intéresse uniquement la prothèse conjointe (Procera Lab Design) mais étoffe son système avec NobelGuide qui est un outil de planification et de guide chirurgical pour l'implantologie.

Procera a son centre de production en Suède pour la zone européenne.

A la réception du modèle ou du fichier du scanner, il propose plusieurs choix possibles/
-Usinage pour la zircone préfrittée et le titane : bridges, piliers et bridges sur implants.
-Addition de céramique puis Haute pression puis frittage : Procera Alumina (chape unitaire, facette) et Procera Zirconia (Chape unitaire facette, pilier implantaire).

En France, le système LAVA (3M ESPE) est présent dans cinq laboratoires, ce qui confère une certaine proximité entre le prothésiste et le centre d'usinage permettant ainsi des réponses rapides et efficaces des prothésistes aux praticiens. 3M ESPE s'occupe de vendre ses logiciels de CAO et redirige les dentistes et les prothésistes vers ces centres d'usinage.

On peut noter qu'il existe des différences qualitatives entre les différents centre d'usinage du système LAVA étant donné que même si la Fabrication est assistée par ordinateur, ce sont des humains qui règlent les paramètres de la machine, et qu'ils l'entretiennent eux même également.

Ainsi les laboratoires se doivent de visiter régulièrement les différents centres d'usinage et de bien contrôler le retour de la prothèse.

A l'exception du système Procera (fig. 14 et 15), de nombreux systèmes tendent à travailler avec des logiciels ouverts afin de pouvoir concurrencer les autres systèmes. Cela permet de limiter les investissements pour les petits laboratoires qui se contentent d'acheter un scanner ouvert qui pourra envoyer des fichiers de CAO en format 3D STL lus par plusieurs systèmes de FAO.

Fig. 14 : Machine d'usinage Procera en Suède. (112)

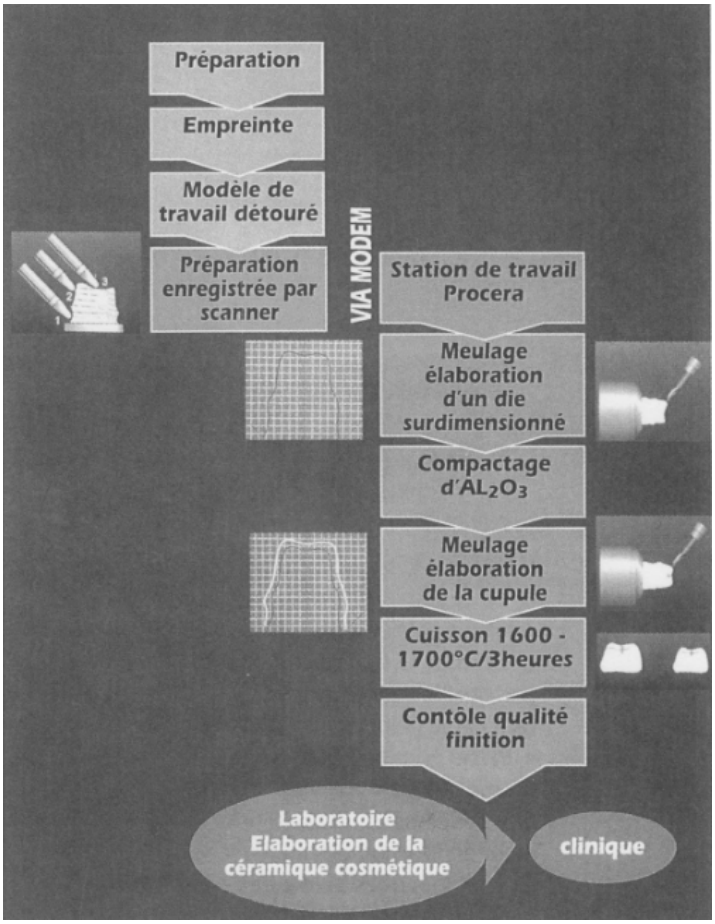


Fig. 15: Schéma des différentes étapes de fabrication d'une chape en oxyde d'alumine Procera. (86)

<u>Réflexion sur le chapitre :</u>

Ainsi, plusieurs choix sont possibles pour l'ensemble de la chaine de CFAO : on parlera de CFAO directe ou indirecte. La CFAO directe sera réalisée au cabinet dentaire alors que la CFAO indirecte pourra être réalisée soit au laboratoire (internalisée), soit dans un centre de production spécifique délocalisé (externalisée).

Le choix de la CFAO directe ou non dépend des dispositifs que l'on possède ou non au cabinet mais également de l'implication que l'on veut avoir dans la réalisation même de la pièce prothétique (et également du type de pièces prothétiques réalisables actuellement par CFAO directe : la prothèse unitaire).

Dans le choix de la CFAO directe, l'élaboration de la prothèse est réalisée par nos soins et donc nos compétences, c'est une implication totale dans la réalisation de la prothèse. Le cas du Cerec permet même une implication dans la réalisation de la CAO et de déléguer la FAO au laboratoire.

Dans le choix de la CFAO indirecte, cela est plus fonction du laboratoire pour une réalisation internalisée ou externalisée de la prothèse en fonction des dispositifs qu'il possède. Le laboratoire peut, en fonction des cas, réaliser une ou plusieurs étapes de la CFAO, voir toutes les étapes s'il possède un système complet. Dans le cas d'un système incomplet, soit il ne réalise aucune étape, soit une étape (la numérisation), soit deux étapes (numérisation et CAO), puis délègue les autres étapes de la CFAO à un centre de production externalisé.

IV. TECHNIQUES DE PRODUCTIONS NUMERIQUES: LA FABRICATION ASSITEE PAR ORDINATEUR

(1, 24, 36, 43, 60, 75, 83, 85, 86, 91, 93, 101, 102, 105, 106, 107, 108, 112, 113)

On distingue pour la production d'éléments prothétiques, deux types de systèmes : les systèmes analogiques et les systèmes numériques.

-Les systèmes analogiques : ils ont uniquement la fabrication qui est réalisée par ordinateur. C'est le prothésiste qui réalise un support en cire ou résine.

Il existe deux types de système analogique.

Le pantographe : Un bras de transmission pantographique relie le système de lecture, scannant, par micro-palpage, une pièce à reproduire en matériau provisoire, à un système d'usinage, par fraisage, qui va reproduire la pièce scannée en matériau définitif (métal, céramique, …)

C'est donc une machine à deux bras articulés, et la pièce usinée est la copie de la pièce provisoire.

L'électroérosion ou usinage par étincelage est un procédé d'usinage par soustraction de matière par décharge électrique. Il faut que le matériau soit conducteur comme le titane et il faut réaliser un modèle en négatif de l'intrados et de l'extrados de la pièce prothétique à réaliser.

-Les systèmes numériques : il existe trois catégories de systèmes de CFAO dentaire (101, 107).

1. PROCEDES SOUSTRACTIFS A PARTIR D'UN BLOC DE MATERIAU (1, 102, 105)

C'est le procédé le plus courant pour les systèmes de CFAO. Une pièce prothétique est usinée par fraisage (fig. 16), donc soustraction de matière, à partir d'un bloc de matériau pré fabriqué.

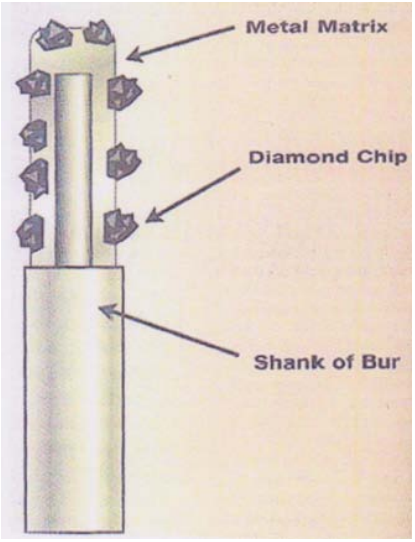


Fig. 16 : Schéma d'une fraise diamantée utilisée pour l'usinage. (102)

La taille du bloc est prédéterminée en fonction de la taille de la prothèse à réaliser de même que la nature du matériau qui est déterminée selon la nature de la pièce prothétique.

Plusieurs pièces peuvent être usinées sur une même pièce d'usinage (fig. 17) (lingot, disque, plateau…) dans un souci d'économie de matière perdue. Il est possible de réutiliser les pièces où il reste de la matière.

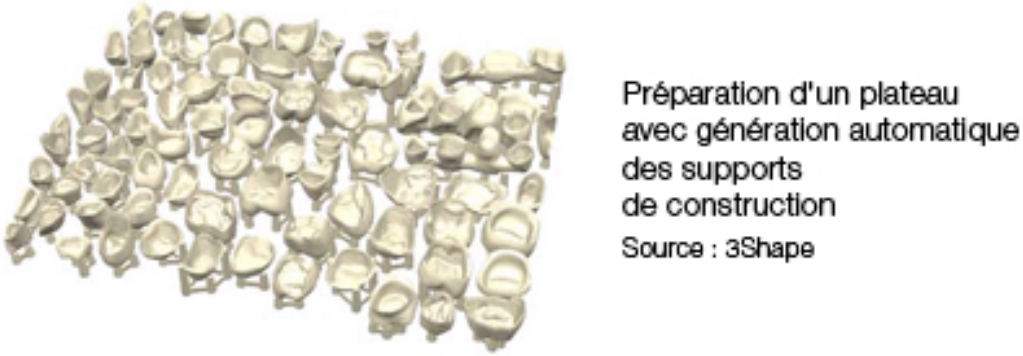
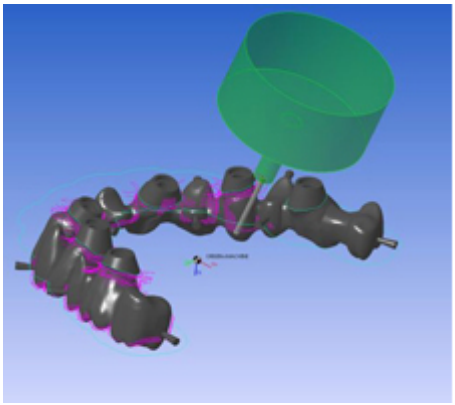


Fig. 17. (107)

La FAO est régie par un logiciel de FAO qui pilote la machine-outil. Ce logiciel programme le parcours des outils qui composent la machine en fonction des outils qu'elle contient, de la vitesse de coupe et d'avance, et de la stratégie d'usinage (fig. 18).

Cette stratégie d'usinage est semblable en fonction du type de restauration car la morphologie des armatures répond aux mêmes critères (une chape aura toujours sensiblement la même forme). Ainsi les programmes d'usinage sont automatisés en fonction de la prothèse à réaliser (couronne, bridge, pilier, etc.).



Exemple d'un parcours d'usinage généré avec le logiciel de FAO WorkNC

Source : Seacoi

Fig. 18. (107)

Les machines-outils qui usinent ces blocs de matériaux sont plus ou moins complexes. On parle selon le nombre de moteurs et donc d'axes de déplacement, ou de rotation, de machines-outils allant de trois à cinq axes (3, 4, 5, 3+1, 3+2, 4+1 axes).

Les machines à 3 axes peuvent usiner des couronnes, des barres simples, des bridges et des chapes.

Les machines à 4 axes sont capables, en plus des indications des machines à 3 axes, d'usiner des piliers implantaires.

Les machines à 5 axes peuvent usiner, en plus des autres machines, des pièces prothétiques complexes (barres divergentes) et plusieurs piliers simultanément (fig. 19).

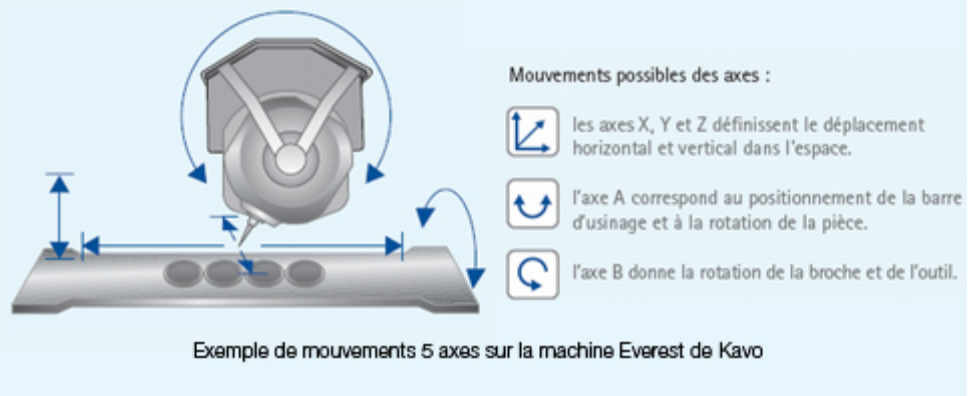


Fig. 19. (107)

L'usinage est la technique de choix pour l'usinage de l'alumine, de la zircone et de la céramique. C'est également la technique de choix pour la réalisation d'infrastructures supra-implantaires.

Toutes les machines-outils à commande numérique peuvent usiner de la zircone pré-frittée, des matériaux résines calcinables, et des matériaux plastiques pour la réalisation de prothèses provisoires.

Certaines machines plus imposantes, plus spécifiques et plus onéreuses permettent l'usinage du titane, du chrome-cobalt et de la zircone frittée (fig. 20 et 21).

Fig. 20 : Unité d'usinage Astra pour piliers Atlantis en titane en Suède. (106)

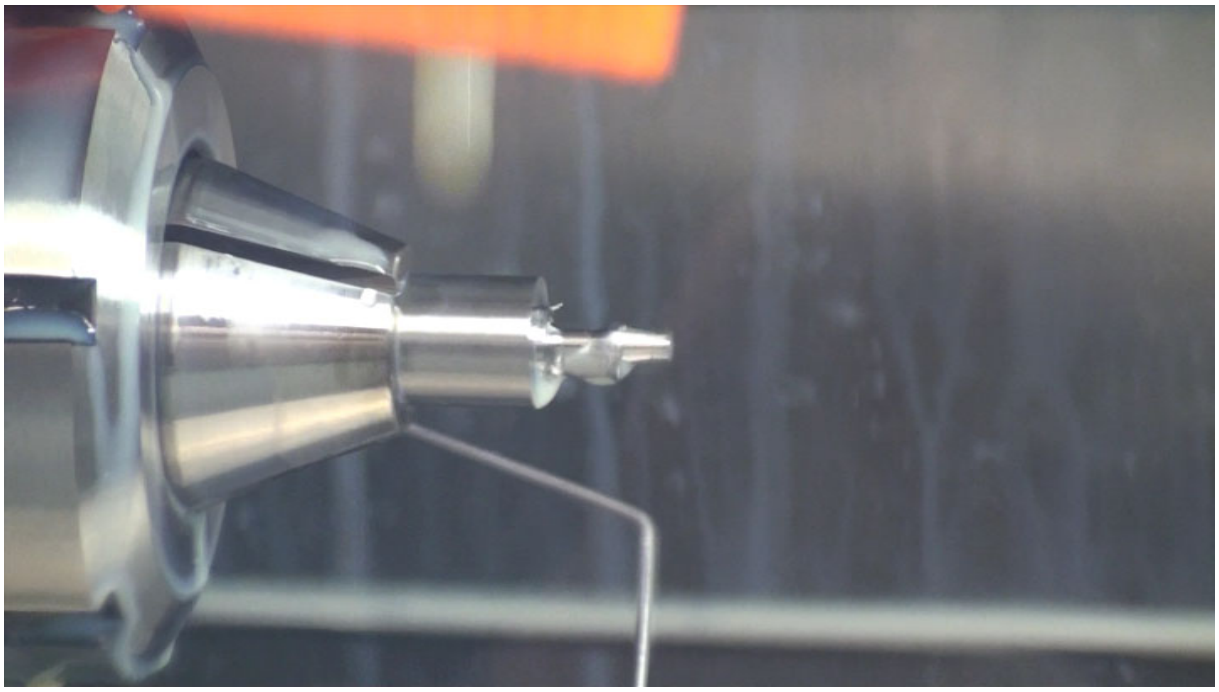


Fig. 21 : Pilier Atlantis (Astra) usiné en Suède à partir d'un cylindre de titane. (106)

2. **PROCEDES ADDITIFS SUR UNE REPLIQUE DE MOIGNON** (60, 85, 86, 91, 107)

Certains systèmes (Procera, Wolceram) utilisent des moignons ou carottes pour créer des pièces prothétiques par addition de matériau.

L'addition de matériau permet la réalisation de chapes et d'armatures entièrement céramiques (In-Ceram Alumina, In-Céram Zirconia par Vita)

Pour le système Procera (Nobel Biocare), il y a addition de matériau à partir d'une réplique en métal, copiée et agrandie (20%) de la carotte en plâtre.

Il utilise de la céramique pressée : une chape résulte du compactage de poudre d'alumine ou de zircone à très haute pression, le contour est par la suite usiné.

Pour le système Wolceram (Wol-dent), il y a addition de matériau directement sur la carotte en plâtre par électrophorèse : la céramique (particule négative) migre vers le modèle traité avec un électrolyte (pole positif).

Cette technique permet une augmentation de 30% des propriétés mécaniques de la céramique.

3. **PROCEDES ADDITIFS DE FORMAGE LIBRE PAR STRATES** (107)

Il s'agit de machines qui utilisent une adjonction de matériau, donc une addition, qui se dépose par couches successives.

Ces procédés sont utilisés pour des pièces prothétiques complexes impossibles à obtenir par usinage classique ou par coulée.

Cette technique de fabrication permet la production simultanée de pièces de morphologies différentes.

Plusieurs techniques sont utilisées ayant comme base le « prototypage rapide ».

Trois techniques principales sont issues du prototypage rapide : l'impression tridimensionnelle, le frittage sélectif par laser (SLS), et la stéréo lithographie.

3.1 **L'IMPRESSION 3D**.

Ces machines (Cynovad avec le WaxPro) permettent la fabrication d'intermédiaires de pièces prothétiques (couronnes, armatures), qui vont servir à la coulée de précision.

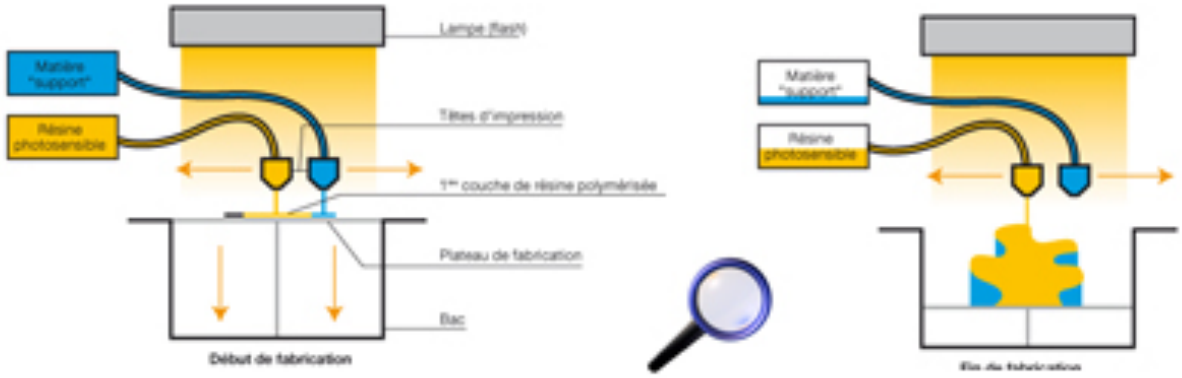


Fig. 22 : Principe de l'impression 3D. (107)

La machine procède à un dépôt mécanique prédéfini de matière plastique par couches successives qui vont réaliser l'ébauche de la prothèse (à la manière d'une imprimante à jet d'encre) le tout construit sur un plateau (fig. 22).

Ce dépôt de matière est réalisé par une tête d'impression contenant plusieurs buses (multi jets).

3.1.1 **PROCEDES PAR INJECTION DE CIRE**

Les couches successives (13 à 76 microns) se font par l'injection simultanée de deux cires :
-Celle du modèle
-Celle du support

La cire se solidifie naturellement.

Entre chaque couche, est réalisé un fraisage pour assurer une planification parfaite et augmenter la précision (Solidscape)

Entre chaque passage, un test de vérification est réalisé pour vérifier l'état des buses de la tête d'impression.

Fig. 23. (107)

Une fois la pièce obtenue, il reste à la couler par la technique de la cire perdue.

Même si ce procédé que propose Solidscape reste facile d'utilisation et que l'on obtient des résultats extrêmement précis (fig. 23), le temps de fabrication est long même pour des petites pièces : 24 heures, de 750 (D66) à 1500 (D76) éléments par mois.

Elle est surtout indiquée pour l'orthodontie.

3.1.2 **PROCEDES PAR INJECTION DE RESINE ET POLYMERISATION PAR ULTRAVIOLETS.**

C'est donc un assemblage par couches successives (16 à 32 microns de micro gouttelettes de matériau thermoplastique, appliquées par micro-buses qui vont se solidifier par UV aboutissant à l'ébauche de la prothèse (projet DP 3000) (fig. 24).

Le support est éliminé par une dilution dans un bain de solvant élevé en température ou par le jet d'un solvant

Fig. 24. (107)

Les objets finis sont nettoyés, puis les pièces résultantes sont coulées en fonderie par une technique de cire perdue.

Elle est indiquée pour la réalisation de maquettes calcinables de couronnes, d'armatures de bridges et de châssis de prothèses amovibles partielles.

Cette machine peut réaliser 160 éléments par cycles de 5 heures.

Cette machine que propose 3D Systèms ne possède pas de vérification automatisée de ses buses, il faut donc les nettoyer soi-même régulièrement. Cependant, elle est plus productive que la précédente.

Mais son matériau de base a un coût élevé et elle n'est paramétrée que pour ce matériau.

3.2 LE FRITTAGE SELECTIF PAR LASER (Selective Laser Sintering, SLS) OU FABRICATION DIRECTE METAL (FDM).

La machine (Bego avec le système Medifacturing) permet la construction d'une pièce prothétique par addition de couches successives d'un matériau en poudre solidifié par échauffement, grain par grain, par un laser qui va souder les particules entre elles (fig. 25).

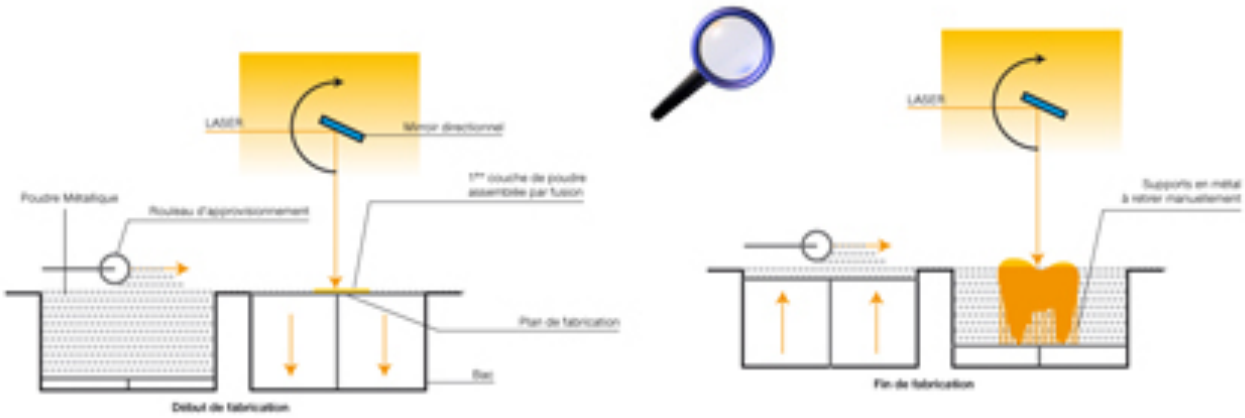


Fig. 25 : Principe du frittage sélectif par laser. (107)

Cette étape se répète couche par couche. A chaque nouvelle étape, une nouvelle couche de poudre est déposée, puis le processus se répète pour solidifier une strate de matière sur la précédente. Cela se répète jusqu'à l'obtention du produit fini.

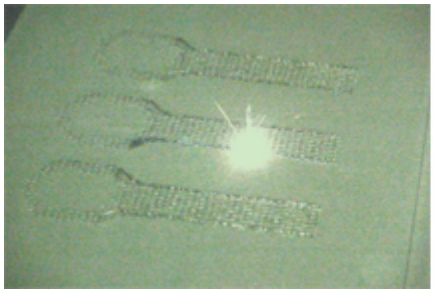
Ce procédé s'effectue dans un environnement contrôlé (Azote, Argon…) pour éviter une oxydation possible à haute température.

L'ensemble est commandé numériquement. C'est le même principe que l'impression 3D sauf que l'on aboutit ici à la prothèse finie sans intermédiaire en cire (fig. 26 et 27).

Exemple de production
avec la PM100T
de Phenix Systems

Fig. 26. (107)

Ce système permet la fabrication d'armatures de prothèses en alliages précieux, non précieux, en titane et en céramique.



Vu du procédé de micro-fusion
sélective de poudre
par laser en cours de fabrication
Source : UTBM-LERMPS

Fig. 27. (107)

PXS Dental PM100 T Dental Eosint M 270

Fig. 28 : Les trois systèmes vendus en France. (107)

Il faut noter que les trois systèmes vendus en France (fig. 28) ne peuvent produire qu'exclusivement des pièces prothétiques en cobalt-chrome. Il faudra traiter les pièces après l'obtention du résultat final et polir l'endroit où l'on doit retirer la tige de support de construction.

Ces machines restent chères, limitant les ventes à de gros laboratoires, cependant il n'y a pas d'usure des outils de coupe, et peu de perte de matière, ce qui en fait une technique de fabrication compétitive, une fois le système acheté.

3.3 **LA STEREOLITHOGRAPHIE** (101, 107)

Elle utilise comme procédé la réalisation d'une pièce prothétique intermédiaire obtenue par une résine liquide photosensible polymérisée par un laser ou une lumière adaptée (fig. 29).

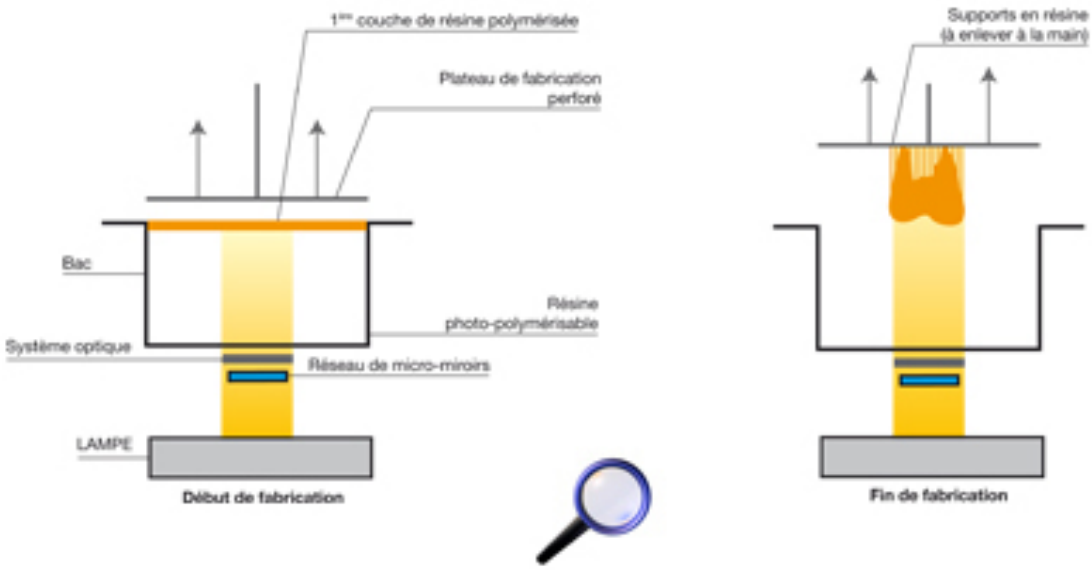


Fig. 29 : Principe de la stéréolithographie. (107)

La technologie DLP (Direct Light Project) projette l'image d'une strate qui se durcit. Un processeur de lumière numérique, qui contient un million de miroirs numériques, est orienté sélectivement, soit vers la source de lumière qui va durcir la résine, soit dans une autre direction pour bloquer la lumière.

La source de lumière ainsi projetée sélectivement, va durcir la matière par strates successives.

Le tout est construit sur un support en forme de tige qu'il faudra enlever par la suite manuellement.

La pièce prothétique ainsi obtenue en résine calcinable peut donc être coulée dans un alliage désiré par la technique conventionnelle (fig. 30).

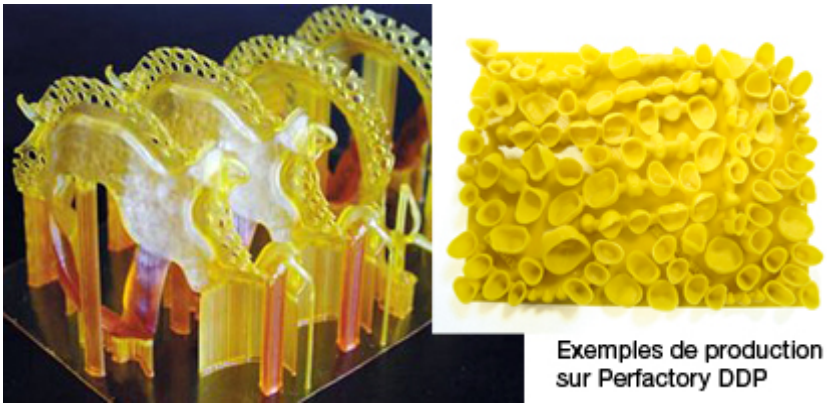


Fig. 30. (107)

Perfactory DDP Desktop Perfactory DDP

Fig. 31. (107)

Plusieurs matériaux sont indiqués pour ce système que propose Envisiontec.

Cette machine (fig. 31) a un prix peu élevé et un coût d'entretien et de matériaux faible comparée à d'autres machines d'impression 3D, mais reste onéreuses tout de même pour le rendement financier qu'elle apporte.

Elle est indiquée pour la réalisation de maquettes calcinables de couronnes, d'armatures de bridges et de châssis de prothèses amovibles partielles.

Le modèle Desktop peut produire 50 éléments par jour, et le modèle DDP jusqu'à 70 éléments par cycle de 2h30.

La mise en place des supports n'est pas automatisée et la machine possède une lampe à UV d'une durée de vie de 1500 heures, or si l'on éteint la machine pour économiser sa lampe, il faut penser à calibrer la machine à chaque démarrage, ce qui peut être long et fastidieux.

A cause de sa taille réduite, elle est limitée à la réalisation de bridges de 10 éléments.

On peut donc résumer l'ensemble de ces techniques ainsi (fig. 32) :

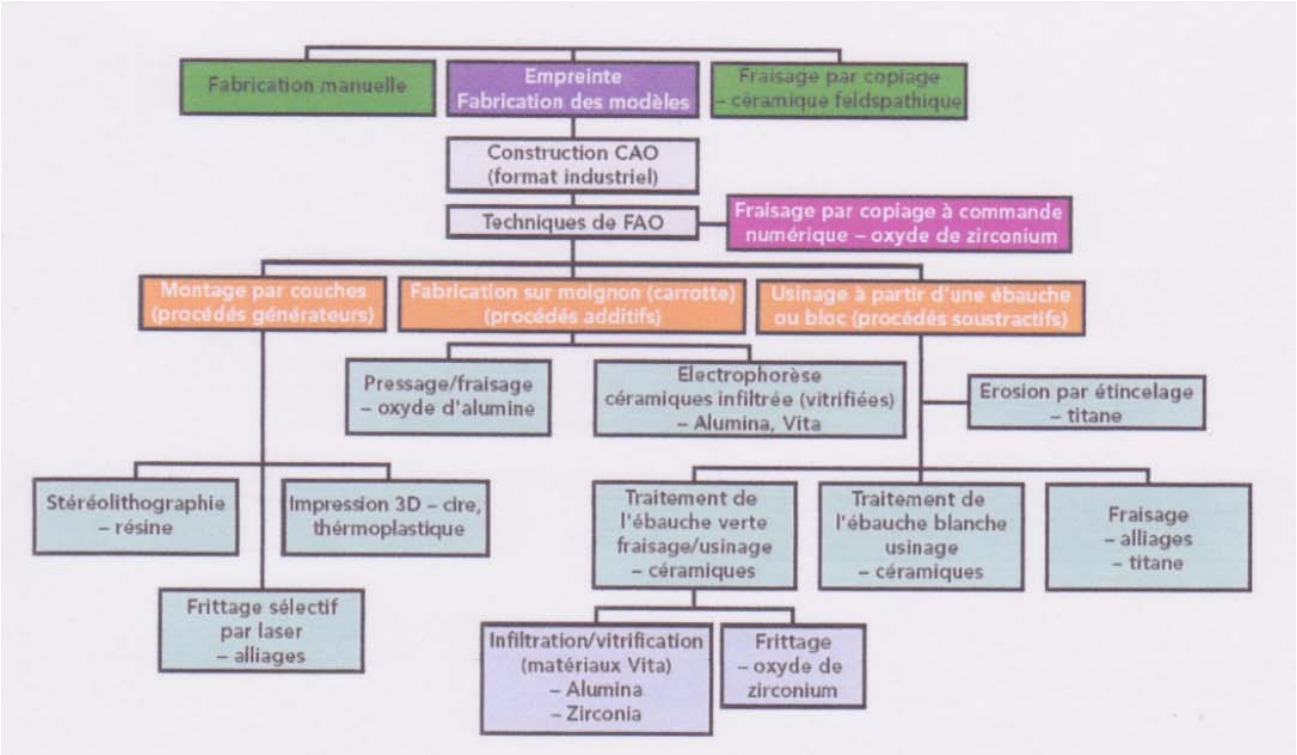


Fig. 32 : Résumé en graphique des technologies de la CFAO dentaire. (101)

Ces différentes techniques ont donc plusieurs indications prothétiques (fig. 33) :

TECHNIQUES de fabrication	Usinage			Fabrication additive		
APPLICATIONS	3 axes	4 axes	5 axes	imp. 3D	stéréo.	micro-fusion
Waxup						
Couronnes, chapes, bridges	X X	X X	X X	X X X	X X X	
Inlays/Onlays	X X	X X	X X	X X	X X	
Implantologie (moignons, piliers…)		X X	X X	X	X	
Barres sur implants		X	X	X	X	
Châssis métalliques (amovibles)				X X X	X X X	
Composants orthopédiques				X X X	X X	
Zircone						
Couronnes, chapes, bridges	X X X	X X X	X X X			
Inlays/Onlays	X X X	X X X	X X X			
Implantologie (moignons, piliers…)		X	X			
Barres sur implants		X	X X X			
Cobalt-Chrome						
Couronnes, chapes, bridges	X X	X X	X X			X X X
Implantologie (moignons, piliers…)		X X	X X X			X
Barres sur implants		X	X X X			X
Châssis métalliques (amovibles)						X X
Titane						
Couronnes, chapes, bridges	X X X	X X X	X X X			X
Implantologie (moignons, piliers…)		X X	X X X			X
Barres sur implants		X	X X X			X
Châssis métalliques (amovibles)						X

X = Peu adapté
X X = Adapté
X X X = Bien adapté

Fig. 33 : Indications prothétiques en fonction des techniques de fabrication. (107)

4. LES MACHINES-OUTILS A COMMANDES NUMERIQUES.

4.1 LES MACHINES D'USINAGE (107)

Voici la liste des machines d'usinage vendues en France pour les laboratoires avec leurs caractéristiques.

Machines d'usinage

Nom du produit	CAM 4.02	Cercon Brain	CharlyDental4X	Coritec 450i	Coritec 750i	DaosMill 5X
Fabricant	VHF	Degudent	Charlyrobot	Imes et icoredental	Imes et icoredental	Realmeca
Distributeur(s) en France	Multistation	Degudent	Daos Dental	Icoredental	Icoredental	Daos Dental
Nb de machines vendues (1)						
en France	NC	NC	NC	NC	NC	Nouveauté 2009
en Europe	NC	NC	NC	NC	NC	Nouveauté 2009
dans le monde	NC	NC	NC	NC	NC	-
Nombre d'axes	4 et 4+1 axes	3 axes + 1	4 axes	4 axes	5 axes	5 axes
Matériau(x) usinés	Cire, zircone et matériaux durs	Zircone pré-frittée, Résine	Zircone pré-frittée, Résine, Cire	CrCo, Titane, Zircone pré-frittée, Résine, Cire	CrCo, Titane, Zircone pré-frittée, Résine, Cire	CrCo, Titane, Zircone pré-frittée, Zircone HIP, Résine, Cire
FAO	Logiciel de FAO au choix du client	Logiciel intégré	Logiciel intégré	Logiciel intégré	Logiciel intégré	Logiciel de FAO au choix du client
Logiciel intégré	-	Logiciel maison (dvp spécifique)	Intégration d'un logiciel (OEM)	Intégration d'un logiciel (OEM)	Intégration d'un logiciel (OEM)	-
Si logiciel OEM	-	-	WorkNC Dental	Mayka Dental	Mayka Dental	-
Si partenariats	Delcam, Sescoi	-	Delcam, Sescoi	Picasoft	Picasoft	Delcam, Sescoi
FORMATS D'IMPORT						
STL	OUI	NON	OUI	OUI	OUI	OUI
Autres standards	-	-	IGES + plusieurs formats natifs CAO	-	-	IGES + plusieurs formats natifs CAO
APPLICATIONS						
Couronnes	OUI	NON	OUI	OUI	OUI	OUI
Chapes	OUI	OUI	OUI	OUI	OUI	OUI
Bridges	OUI	OUI	OUI	OUI	OUI	OUI
Nb d'eléments maxi	NC	12	14	14	14	14
Inlays/Onlays	OUI	OUI	OUI	NON	OUI	OUI
Implantologie (moignons, piliers...)	OUI	NON	OUI	NON	OUI	OUI
Barres sur implants	NON	NON	NON	NON	NON	OUI
Restaurations temporaires	OUI	NON	OUI	OUI	OUI	OUI
Modèles (empreintes positives)	NON	NON	NON	NON	NON	NON
Autre (préciser)	-	-	-	-	-	-
PRECISION						
Précision	3 µm	10 µm	+/- 30 µm (répétitivité 10 µm)	NC	NC	+/- 3 µm (répétitivité 2 µm)
PRODUCTIVITE						
Brut à usiner	Disques 100 mm	Lingotins spécifiques codifiés	Disques standards 100 mm	Disques 100 mm codés	Disques 100 mm codés	Disques standards 100 mm
Nb d'éléments maxi par brut	35	12	Zr = 30 / résine ou cire = 40	35	35	Zr = 30 / autres = 40
Palettisation	NON	NON	NON	NON	NON	Option
Nb d'éléments par cycle (2)	35	12	Zr = 30 / CrCo = 40 (2 diques)	60 (2 disques)	60 (2 disques)	Zr = 30 / autres = 40 (2 diques)
Nb d'éléments maxi par jour						
Cire / Plastique / Résine	70	NC	NC	120	120	160
Zircone pré-frittée	70	NC	NC	120	120	120
Métaux	35	-	-	60	60	160
PRIX TTC (3)	NC	NC (4)	53 800 €	89 100 €	142 300 €	NC
Remarques (spécificités) :	Libre choix des matériaux et outils de coupe.	Machine faisant parti d'un système de conception et usinage. Matériaux et outils de coupe sous contrôle de vente du fabricant	Libre choix des matériaux et outils de coupe.	Libre choix des matériaux et outils de coupe.	Libre choix des matériaux et outils de coupe.	Libre choix des matériaux et outils de coupe.

Machines d'usinage

Nom du produit	Everest BaseCamp	inLab	inLab MC XL	Lava Calc	MIC4	MIC5
Fabricant	KAVO	Sirona Dental Systems	Sirona Dental Systems	3M ESPE	Witech	Witech
Distributeur(s) en France	KAVO	SOGIM Grimouille (région Sud) - ARSEUS Lab (Régions Est /Nord, Ouest, Ile de France)	SOGIM Grimouille (région Sud) - ARSEUS Lab (Régions Est /Nord, Ouest, Ile de France)	3M ESPE	Witech SA et Digilea SA (Suisse)	Witech SA et Digilea SA (Suisse)
Nb de machines vendues (1)						
en France	35	NC	NC	5 centres d'usinage agréés	1	Lancement ISD 2009
en Europe	700	NC	NC	NC	NC	Lancement ISD 2009
dans le monde	1000	NC	NC	NC	NC	Lancement ISD 2009
Nombre d'axes	4 ou 5 axes	5 axes	5 axes	5 axes	3 ou 4 axes	5 axes
Matériau(x) usinés	Zircone, Plastique, Titane, Résine, Céramique, HPC	Cire, résine, plastique, Alumine, Zircone pré-frittée, Zircone HIP, céramiques feldspathiques, vitrocéramiques, disilicate de lithium, céramiques d'infiltration	Cire, résine, plastique, Alumine, Zircone pré-frittée, Zircone HIP, céramiques feldspathiques, vitrocéramiques, disilicate de lithium, céramiques d'infiltration	Zircone pré-frittée	Zircone pré-frittée, Résine, Cire	CrCo, Titane, Zircone pré-frittée, Alumine, Résine, Composites
FAO	Logiciel intégré	Logiciel intégré	Logiciel intégré	Logiciel intégré	Logiciel intégré	Logiciel de FAO au choix du client
Logiciel intégré	Logiciel maison (dvp spécifique)	Logiciel maison (dvp spécifique)	Logiciel maison (dvp spécifique)	Logiciel maison (dvp spécifique)	Intégration d'un logiciel (OEM)	Intégration d'un logiciel (OEM)
Si logiciel OEM	-	-	-	-	WorkNC Dental	WorkNC Dental
Si partenariats	-	-	-	-	Delcam, Sescoi	Delcam, Sescoi
FORMATS D'IMPORT						
STL	NON	NON	NON	NON	OUI	OUI
Autres standards	-	-	-	-	-	IGES
APPLICATIONS						
Couronnes	OUI	OUI	OUI	OUI	OUI	OUI
Chapes	OUI	OUI	OUI	OUI	OUI	OUI
Bridges	OUI	OUI	OUI	OUI	OUI	OUI
Nb d'éléments maxi	16	6	11	NC	14	14
Inlays/Onlays	OUI	OUI	OUI	OUI	NC	OUI
Implanto. (moignons, piliers...)	OUI	NON	OUI	OUI	NC	OUI
Barres sur implants	NON	NON	OUI	NON	NON	NC
Restaurations temporaires	OUI	OUI	OUI	NON	OUI	OUI
Modèles (empreintes positives)	OUI	OUI	OUI	NON	NON	NON
Autre (préciser)	-	-	-	-	-	-
PRECISION						
Précision	15 µm	50 µm	25 µm	± 25 µm	10 µm	5 µm
PRODUCTIVITE						
Brut à usiner	Disque, bloc, barre, lingotin	Blocs codifiés	Blocs codifiés	Blocs spécifiques codifiés	Disques standards 100 mm	Disques standards 100 mm
Nb d'éléments maxi par brut	de 1 à 25	bridge 5 à 6	bridge de 10 à 11 éléments	NC	Zr = 30 / résine ou cire = 40	Zr = 30 / autres = 40
Palettisation	NON	NON	OUI	OUI	NON	Option
Nb d'éléments par cycle (2)	50 (2 disques)	bridge 5 à 6	usinage en pile : 25 à 27 éléments	NC	Zr = 30 / CrCo = 40 (2 diques)	Zr = 30 / autres = 40 (2 diques)
Nb d'éléments maxi par jour :						
Cire / Plastique / Résine	50	8 min / élément	5 min / élément		NC	NC
Zircone pré-frittée	50	15 min / élément	8 min /élément	NC	NC	NC
Métaux	50	-	-	-	-	NC
PRIX TTC (3)	NC (4)	38 000 €	70 000 €	NC (4)	40 000 à 48 550 €	119 540 €
Remarques (spécificités) :	Machine faisant parti d'un système de conception et usinage. Matériaux et outils de coupe sous contrôle de vente du fabricant.	Machine faisant parti d'un système de conception et usinage. Possibilité d'usiner des couronnes totales (sans chapes).	Machine faisant parti d'un système de conception et usinage. Possibilité d'usiner des couronnes totales (sans chapes).	Machine faisant parti d'un système de conception et usinage. Matériaux et outils de coupe sous contrôle de vente du fabricant.	Libre choix des matériaux et outils de coupe. Prix hors logiciel de FAO.	Possibilité d'adapter la machine à d'autres bruts d'usinage (barre par exemple). Libre choix des matériaux et outils de coupe. Prix comprenant le logiciel de FAO

Machines d'usinage

Nom du produit	Mill200	Mill300	PRODIG	Yenadent D40
Fabricant	Bien-Air	Bien-Air	C4W / ROLAND	Yenamak
Distributeur(s) en France	Bien-Air France	Bien-Air France	C4W / DIGILEA	Euromax-Monaco
Nb de machines vendues (1)				
en France	Lancement été 2008	Lancement IDS 2009	1	Nouveauté 2009
en Europe	NC	Lancement IDS 2009	NC	NC
dans le monde	NC	Lancement IDS 2009	NC	NC
Nombre d'axes	3 axes	3 axes	4 axes	4 axes ou 5 axes
Matériau(x) usinés	Zircone pré-frittée, Résine, Composites	CrCo, Titane, Zircone pré-frittée, Alumine, Résine, Composites	Zircone pré-frittée, Résine, Cire	CrCo, Zircone pré-frittée, Résine
FAO	Logiciel intégré	Logiciel intégré	-	Logiciel intégré
Logiciel intégré	Intégration d'un logiciel (OEM)	Intégration d'un logiciel (OEM)	FAO	Intégration d'un logiciel (OEM)
Si logiciel OEM	DentMill	DentMill	-	Mayka Dental
Si partenariats	Delcam	Delcam	-	Picasoft, Sescoi
FORMATS D'IMPORT				
STL	OUI	OUI	OUI	OUI
Autres standards	-	-	-	-
APPLICATIONS				
Couronnes	OUI	OUI	OUI	OUI
Chapes	OUI	OUI	OUI	OUI
Bridges	OUI	OUI	OUI	OUI
Nb d'eléments maxi	14	14	30	16
Inlays/Onlays	OUI	OUI	NC	OUI
Implantologie (moignons, piliers...)	NON	OUI	NC	OUI (à l'unité en 4 axes)
Barres sur implants	NON	NON	NON	OUI avec la 5 axes
Restaurations temporaires	OUI	OUI	OUI	OUI
Modèles (empreintes positives)	NON	NON	NON	NON
Autre (préciser)	-	Marylandbridges, Inlaybridges	-	Facettes
PRECISION				
Précision	NC	NC	10 µm	2 µm
PRODUCTIVITE				
Brut à usiner	Disque 90 mm	Disque 90 mm	Plaques 89 x 89 mm	Disques standards 100 mm
Nb d'éléments maxi par brut	25	25	30	Zr = 35 / CrCo = 45
Palettisation	NON	NON	NON	NON
Nb d'éléments par cycle (2)	-	-	30	70 Zr / 90 CrCo (2 disques)
Nb d'éléments maxi par jour				
Cire / Plastique / Résine	9 mn par élément	9 mn par élément	60	150
Zircone pré-frittée	11 mn par élément	11 mn par élément	60	70
Métaux	-	NC	-	90
PRIX TTC (3)	85 525 €	NC	23 000 €	86 000 € (4 axes)
Remarques (spécificités) :	Matériaux et outils de coupe sous contrôle de vente du fabricant.	Matériaux et outils de coupe sous contrôle de vente du fabricant.	Matériaux sous contrôle de vente du distributeur.	Libre choix des matériaux et outils de coupe.

Machines d'usinage				
Nom du produit	**Zeno 2100**	**Zeno 4030**	**Zeno 4820**	**Zenotec T1**
Fabricant	Imes et Wieland	Imes et Wieland	Imes et Wieland	Wieland
Distributeur(s) en France	PX Dental	PX Dental	PX Dental	Wieland
Nb de machines vendues (1)				
en France	NC	NC	NC	Nouveauté IDS 2009
en Europe	NC	NC	NC	Nouveauté IDS 2009
dans le monde	NC	NC	NC	Nouveauté IDS 2009
Nombre d'axes	4 axes	4 axes	5 axes	3+1 3+2 axes
Matériau(x) usinés	Zircone pré-frittée, Résine, Cire	Zircone pré-frittée, Résine, Cire	CrCo, Titane, Zircone pré-frittée, Résine, Cire	CrCo, Titane, Zircone pré-frittée, Résine, Cire
FAO	Logiciel intégré	Logiciel intégré	Logiciel intégré	Logiciel intégré
Logiciel intégré	Intégration d'un logiciel (OEM)	Intégration d'un logiciel (OEM)	Intégration d'un logiciel (OEM)	Intégration d'un logiciel (OEM)
Si logiciel OEM	3Shape CAMbridge	3Shape CAMbridge	3Shape CAMbridge	NC
Si partenariats	3Shape	3Shape	3Shape	-
FORMATS D'IMPORT				
STL	NON	NON	NON	OUI
Autres standards	-	-	-	-
APPLICATIONS				
Couronnes	OUI	OUI	OUI	OUI
Chapes	OUI	OUI	OUI	OUI
Bridges	OUI	OUI	OUI	OUI
Nb d'eléments maxi	14	14	14	14
Inlays/Onlays	NON	NON	OUI	OUI
Implantologie (moignons, piliers...)	NON	NON	OUI	OUI
Barres sur implants	NON	NON	NON	NC
Restaurations temporaires	OUI	OUI	OUI	OUI
Modèles (empreintes positives)	NON	NON	NON	NON
Autre (préciser)	-	-	-	-
PRECISION				
Précision	NC	NC	NC	NC
PRODUCTIVITE				
Brut à usiner	Disques 100 mm codés	Disques 100 mm codés	Disques 100 mm codés	Disques 100 mm codés
Nb d'éléments maxi par brut	35	35	35	35
Palettisation	NON	NON	NON	OUI
Nb d'éléments par cycle (2)	30	60 (2 disques)	60 (2 disques)	1000 (magasin de 30 disques)
Nb d'éléments maxi par jour :				
Cire / Plastique / Résine	60	120	120	120
Zircone pré-frittée	60	120	120	120
Métaux	-	-	60	60
PRIX TTC (3)	NC (4)	NC (4)	NC (4)	NC
Remarques (spécificités) :	Machine faisant parti d'un système de conception et usinage. Matériaux et outils de coupe sous contrôle de vente du fabricant.	Base machine : Isel 4030. Machine faisant parti d'un système de conception et usinage. Matériaux et outils de coupe sous contrôle de vente du fabricant.	Machine faisant parti d'un système de conception et usinage. Matériaux et outils de coupe sous contrôle de vente du fabricant.	Matériaux et outils de coupe sous contrôle de vente du fabricant.

4.2 LES MACHINES DE FABRICATION ADDITIVES

FABRICATION ADDITIVE				
	Fabrication de calcinables	Fabrication de calcinables	Fabrication de calcinables	Fabrication de calcinables
NOM DU PRODUIT	**Perfactory DDP HP**	**Perfactory DDP Desktop**	**Project DP 3000**	**Solidscape T76**
Fabricant	Envisiontec	Envisiontec	3D Systems	Solidscape
Distributeur(s) en France	Euromax Monaco	Euromax Monaco	Henry Schein France, Kallisto	Multistation
Nombre de machines vendues : En France	NC	NC	NC	0 (200 hors dentaire)
En Europe	NC	NC	NC	NC
Dans le monde	NC	NC	NC	NC
Technologie de mise en forme	Stéréolitographie	Stéréolitographie	Impression 3D (injection)	Impression 3D (injection)
Matériau(x) mis en forme	Cire-résine calcinable, résine bio-compatible	Cire-résine calcinable	Résine calcinable	Cire
IMPORT				
STL	OUI	OUI	OUI	OUI
Autres	-	-	SLC	-
APPLICATIONS				
Couronnes	OUI	OUI	OUI	OUI
Chapes	OUI	OUI	OUI	OUI
Bridges	OUI	OUI	OUI	OUI
Inlays/Onlays	OUI	OUI	OUI	OUI
Châssis métalliques (amovibles)	OUI	NON	OUI	NON
Composants orthopédiques	NON	NON	OUI	OUI
Restaurations temporaires (2)	OUI	NON	NON	NON
Guides implantaires	OUI	NON	OUI	NON
Modèles à partir d'empreintes 3D	NON	NON	NON	NON
PRECISION				
Précision des fabrications	± 25 µm	± 25 µm	± 20 µm	25 µm
Précision en XY	43 à 68 µm	40 µm	NC	25,4 µm
Epaisseur des couches en Z	25 à 50 µm	25 à 50 µm	20 µm	12,7 à 76,2 µm
Résolution	1400 x 1050 pixel	1024 x 768 pixel	656 x 656 x 800 DPI	
CAPACITE / PRODUCTIVITE				
Volume de fabrication XYZ	90 x 67,5 x 230 mm	40 x 30 x 100 mm	127 x 178 x 50 mm 298 x 185 x 203 mm	152,4 x152,4 x 101,6 mm
Nb maxi de pièces par cycle :	80	20	180	NC
Nb d'éléments (fixes) (5)	70	12 à 20	160	NC
Durée d'un cycle	2 h 30	2 h 30	5 h	NC
Nb de structures (amovibles)	6 à 8	-	20	NC
Durée d'un cycle	7 h	-	18 h	NC
Post-traitement :	Photopolymérisation + Retrait manuel des supports de fabrication	Photopolymérisation + Retrait manuel des supports de fabrication	Elimination des supports par bain en étuve	Elimination des supports par bain en étuve
PRIX TTC (3)	100 500 €	46 000 €	105 000 €	NC

FABRICATION ADDITIVE				
	Fabrication de calcinables	Fabrication directe métallique	Fabrication directe métallique	Fabrication directe métallique
NOM DU PRODUIT	**Xtreme**	**EOSINT M 270**	**PM100T Dental**	**PXS Dental**
Fabricant	Envisiontec	EOS	Phenix Systems	Phenix Systems
Distributeur(s) en France	Henry Schein France	EOS France	Phenix Systems	Phenix Systems
Nombre de machines vendues : En France	NC	1 (+4 hors dentaire)	> 10 (PM100 + PM100T)	Lancement ISD 2009
En Europe	NC	12 (60 y compris dentaire)	NC	Lancement ISD 2009
Dans le monde	NC	20 (100 y compris dentaire)	NC	Lancement ISD 2009
Technologie de mise en forme	Stéréolitographie	Microfusion laser	Microfusion laser	Microfusion laser
Matériau(x) mis en forme	Résine	Co-Cr	Co-Cr	Co-Cr
IMPORT				
STL	OUI	OUI	OUI	OUI
Autres	-	-	-	-
APPLICATIONS				
Couronnes	NON	OUI	OUI	OUI
Chapes	NON	OUI	OUI	OUI
Bridges	NON	OUI	OUI	OUI
Inlays/Onlays	NON	NON	NON	NON
Châssis métalliques (amovibles)	NON	OUI	OUI	OUI
Composants orthopédiques	NON	NON	NON	NON
Restaurations temporaires (2)	NON	NON	NON	NON
Guides implantaires	NON	NON	NON	NON
Modèles à partir d'empreintes 3D	OUI	NON	NON	NON
PRECISION				
Précision des fabrications	NC	± 40 µm	± 50 µm	± 50 µm
Précision en XY	76 à 109 µm	20 µm	20 µm	20 µm
Epaisseur des couches en Z	25 à 150 µm	20 µm	20 µm	20 µm
Résolution	1400 x 1050 pixel	-	-	-
CAPACITE / PRODUCTIVITE				
Volume de fabrication XYZ	304 x 228 x 381 mm	250 x 250 x 215 mm	Diamètre 100 x 100 mm en Z	100 x 100 x 80 mm
Nb maxi de pièces par cycle :	-	250	70	-
Nb d'éléments (fixes) (5)	-	220	60	60
Durée d'un cycle	-	11 h	4 h	7 h
Nb de structures (amovibles)	-	NC	NC	NC
Durée d'un cycle	-	NC	NC	NC
Post-traitement :	Photopolymérisation + Retrait manuel des supports de fabrication	Micro-grenaillage, four	Micro-grenaillage, four	Micro-grenaillage, four
PRIX TTC (3)	NC	450 000 €	278 000 €	NC

<u>Réflexion sur le chapitre :</u>

Deux grands principes s'opposent : le plus ancien, le procédé soustractif à partir d'un bloc de matériau, et les plus récent : les procédés additifs.

De ce fait, la plupart des laboratoires équipés de systèmes de CFAO possèdent un procédé soustractif.

Contrairement à ce que l'on pourrait penser, les laboratoires ne se soucient pas réellement du nombre d'axes de la machine ou encore du type de procédé de la machine, mais ils font leur choix en fonction des matériaux qu'elle peut utiliser, de son rendement, de l'état de surface de la pièce prothétique obtenue, et bien sûr du prix. Certaines machines qui paraissent pourtant équivalentes à d'autres, ne permettent pas d'obtenir une pièce prothétique avec un état de surface convenable. Cela nécessite une étape supplémentaire et donc une perte de temps.

V. MATERIAUX

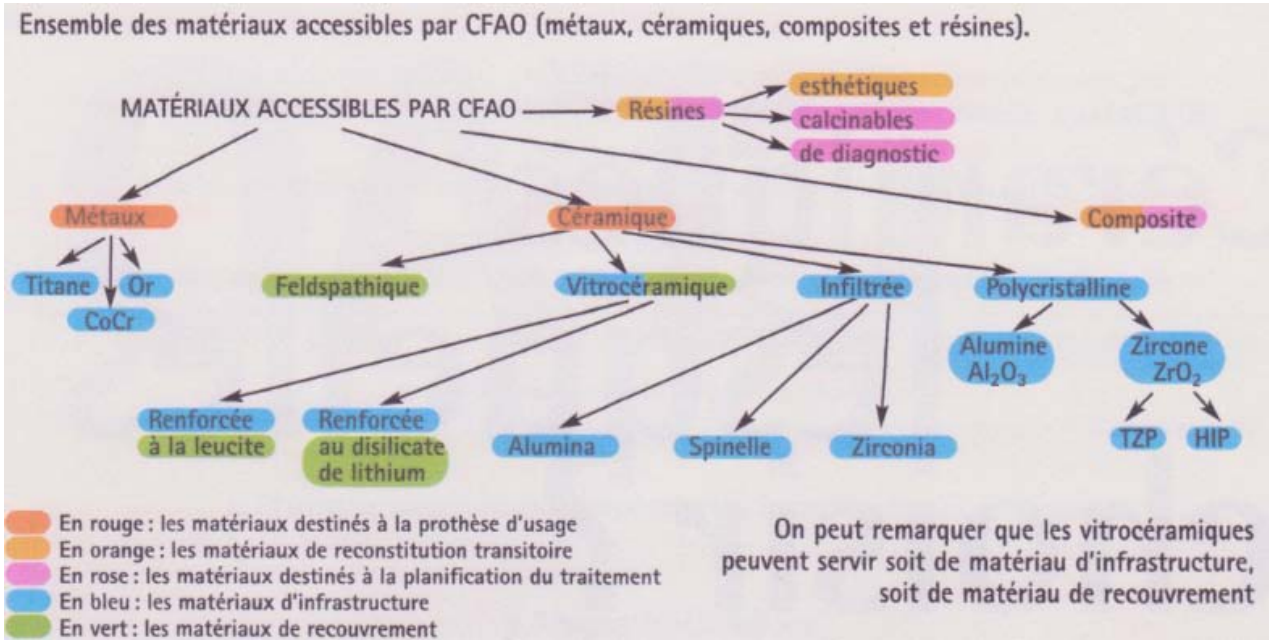


Fig. 35 : Ensemble des matériaux accessibles par CFAO et leurs utilisations. (3)

Presque tous les matériaux les plus souvent utilisés en prothèse conventionnelle sont accessibles à la CFAO (fig. 35). Cependant, tous les systèmes actuels de FAO sur le marché ne donnent pas accès à tous les matériaux.

1. METAUX (3, 12, 16, 48, 57)

Les alliages précieux sont peu utilisés en CFAO en raison de leur important coût financier.
En revanche, le titane et le chrome-cobalt sont eux, plus répandus. Leurs indications et utilisations sont les mêmes qu'en prothèse traditionnelle (fig. 36).

Il n'y a pas de modification entre le Chrome-cobalt utilisé pour la CFAO et pour les techniques traditionnelles. Seul son procédé d'élaboration va changer.

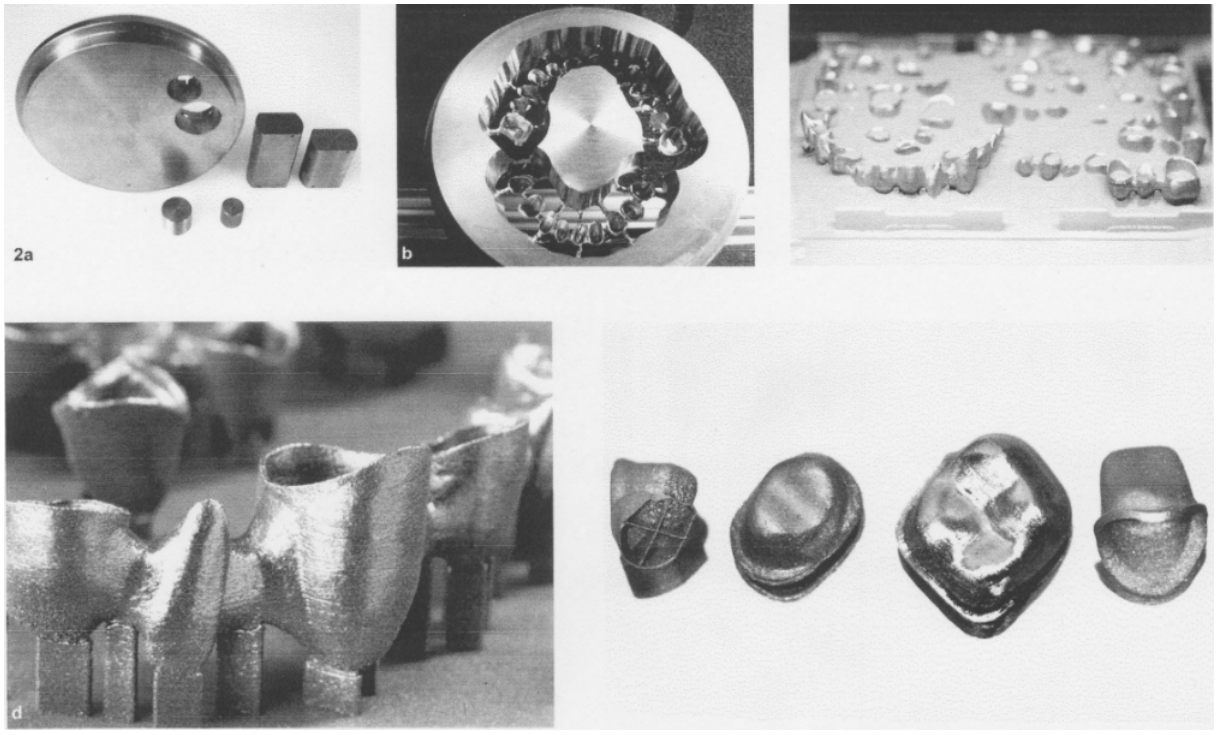


Fig. 36 : Exemples de pièces prothétiques en titane et chrome-cobalt. (16)

Le titane regroupe des caractéristiques intéressantes pour l'usage dentaire (fig. 37) : une faible masse volumique, de bonnes compétences mécaniques et élastiques, une excellente résistance à la corrosion et une très bonne tolérance biologique. Il est usinable grâce aux techniques d'usinage actuelles, et permet l'obtention d'un produit fini avec un très bon état de surface.

	Limite élastique à 0,2 % (MPa)	Limite de rupture (MPa)	Module d'élasticité (GPa)	Allongement (%)
Alliages de métaux nobles Technique conventionnelle TCM	100-510 400-1 100	285-790 480-1 300	75-105 90-117	5-30 3-15
Alliages de métaux non nobles PAP TCM	495-690 255-730	640-825 400-1 000	186-228 145-220	1,5-10 6-20
TA_6V_4 Ti pur	830 330	1 000-1 200 450	140 100	15 35

Fig. 37 : Propriétés mécaniques comparées des alliages précieux, non précieux avec le titane. (10)

Le titane est, soit pur, soit sous forme d'alliages.
Le titane « commercialement pur » est, en fait, un alliage titane-oxygène contenant au maximum 0,5% d'oxygène. Il est constitué dans sa microstructure d'une phase alpha.
Il existe quatre types de titane commercialement pur en fonction du taux d'oxygène qui le compose, allant de 0,12% au minimum à 0,35% au maximum. Cette variation d'oxygène implique des variations de propriétés mécaniques et physiques (fig. 38 et 39).

	Composition chimique (% en poids)					
	Fe max	O max	N max	C max	H max	Ti
Grade 1	0.15	0.12	0.05	0.06	0.016	Reste
Grade 2	0.20	0.18	0.05	0.06	0.016	Reste
Grade 3	0.25	0.25	0.05	0.06	0.016	Reste
Grade 4	0.30	0.35	0.05	0.06	0.016	Reste

Fig. 38 : composition chimiques des différents types de titane. (48)

	Titane commercialement pur	Alliage Ni-Cr	Alliage Cr-Co
Limite élastique à 0,2% (MPa)	750	255-730	495-690
Limite de rupture (MPa)	800	400-1000	640-825
Module d'élasticité (GPa)	88-110	150-210	186-228
Allongement (%)	10	8-20	1,5-10
Dureté (HVN)	60-130	210-380	300-380
Température ou intervalle de fusion (°C)	1720	1250-1275	1230-1400
Masse volumique (g/cm³)	4,5	8-8,5	7,8-8,4
Coefficient de dilatation thermique (x 10-6/°C)	8,8	15-17	13

Fig. 39 : Comparaison des propriétés mécaniques et physiques du titane et des alliages dentaires conventionnels (d'après Meyer et Degrange, 1992, Degorge, 1994). (48)

Le titane se présente sous deux formes allotropiques : ici, deux structures cristallines différentes : alpha et beta.
En dessous de 882°C, le titane a une structure hexagonale compacte : le titane alpha.
Au-dessus de 882 °C, le titane a une structure cubique centrée : le titane beta.

Le titane peut également se présenter sous forme d'alliages. Selon les éléments d'additions possibles au titane, on distingue les éléments alphagènes qui favorisent la structure hexagonale : Al, B, C, O2, N2 ; et les éléments betagènes qui favorisent la structure cubique : Mo, Va, Nb, Fe, Cr.

Certains éléments d'additions sont considérés comme neutres tel que le zirconium ou encore l'étain.

Les alliages beta se soudent et s'usinent plus facilement, ce qui est intéressant pour un usage dentaire.

Il existe également des alliages à structures mixtes : alpha+beta. Ils sont plus résistants que les précédents, et s'usinent plus facilement que les alliages alpha.

Parmi ces alliages à structure mixte, on trouve le TA6V4 (fig. 40) (6% d'aluminium et 4% de vanadium), mais aussi le titane-palladium, le titane-cuivre-nickel, ou encore le nickel-titane (utilisé en orthodontie ou en endodontie).

	Ti	TA6V4
Densité (g/cm³)	4,51	4,43
Dureté (HVN)	130	350

Fig. 40 : Modification des propriétés mécaniques du titane « commercialement pur » par les éléments d'addition (D'après Wang, 1996). (48)

Il existe donc différentes combinaisons possibles pour le titane et donc, autant d'indications en fonction des propriétés relatives du titane et de ses indications (fig. 41).

Fig. 41 : Piliers implantaires en titane (Atlantis, Astra) avant et après la séparation du cylindre de titane dans lequel il a été usiné. (106)

2. **CERAMIQUES** (3, 5, 13, 16, 18, 28, 32, 34, 35, 40, 45, 46, 47, 49, 50, 52, 53, 54, 56, 57, 59, 60, 64, 69, 70, 72, 74, 82, 87, 96, 97, 102, 111, 114)

L'ancienne classification se basait sur la température de fusion. En effet, quatre grandes classes se démarquaient, les céramiques à haute « fusion », à moyenne « fusion », à basse « fusion », et enfin à très basse « fusion ».

Aujourd'hui, on sait que les propriétés finales d'une prothèse céramique (résistance mécanique, microstructure, précision d'adaptation et propriétés optiques) sont la conséquence de la nature chimique du matériau et de son procédé de mise en forme. Les classifications actuelles se basent donc, soit sur la nature chimique des matériaux céramiques, soit sur les différents procédés de mise en forme.

Je détaillerai ici les céramiques utilisables pour la CFAO en fonction de la nature chimique de leur phase cristalline. En effet, c'est pour les céramiques que la CFAO a apporté le maximum de recherche en développant surtout les céramiques à haute résistance.

Toutes les prothèses en céramique doivent avant tout respecter certaines normes, comme la norme ISO 6872.

2.1 LES CERAMIQUES FELDSPATHIQUES

Fig. 42 : Plot de céramique feldspathique pour l'usinage avec vue en transparence de la future prothèse. (114)

Le plus souvent présentées sous forme de blocs (fig. 42), les céramiques feldspathiques sont souvent renforcées à la leucite (K2AL2SI8O12) (pro CAD Ivoclar) : un feldspath moins riche en silice, ou encore à l'albite (NA2AL2SIO16) : un feldspath sodique. De plus elles sont renforcées par l'ajout de cristal de sanidine dans leur matrice vitreuse (KALSI3O8) (Vita Celay, Vita Mark II, Vita Triluxe)

Elles possèdent de très bonnes propriétés optiques. Cependant, pour encore améliorer ces propriétés, et éviter un maquillage trop important après l'usinage, pour mieux reproduire la stratification naturelle de la dent, on a vu débarquer sur le marché des blocs multicouches (Vitabloc triluxs, IPS empress CAD multi).

Ces blocs ont comme indications les inlays/onlays, les facettes, et les couronnes unitaires du secteur antérieur.
Un maquillage, un traitement thermique et un polissage sont réalisés après l'usinage.

2.2 **LES VITROCERAMIQUES**.

Fig. 43 : Plots de vitrocéramique pour l'usinage. (111)

Ce sont des blocs de céramique au disilicate de lithium (fig. 43) (IPS e. max CAD, Ivoclar).
Ce sont des matériaux mis en forme à l'état de verre, puis ils subissent un traitement thermique de cristallisation volontaire, contrôlé et partiel.
Ils présentent des propriétés optiques similaires aux céramiques feldspathiques (à relativiser) avec des propriétés mécaniques supérieures.

Utilisable avec ou sans infrastructure, en CFAO direct comme indirect, un traitement thermique spécifique est nécessaire après l'usinage avec un polissage.

On utilise ses blocs pour les facettes, ainsi que pour les couronnes unitaires antérieures sur dents pulpées. Pour augmenter leurs indications, Ivoclar propose quatre niveaux de translucidité : HT (haute translucidité), LT (Basse translucidité), MO (moyenne opacité), HO (haute opacité).

Elles sont, comme les céramiques feldspathiques, aptes au collage, et leur assemblage doit obligatoirement faire appel au collage.

2.3 **LES CERAMIQUES INFILTREES**.

Cette technique mise au point par Michael SADOUN, permet d'obtenir d'excellents résultats cliniques. Ces céramiques accessibles artisanalement par le procédé de la barbotine, se sont démocratisées grâce à la CFAO. Il existe des blocs de céramique infiltrés poreux, et après l'usinage, l'infrastructure est infiltrée par un verre, puis subit un traitement thermique.
Il existe trois formes de céramique infiltrée utilisables pour la CFAO comme infrastructures pour les couronnes céramo-céramiques.

2.3.1 **IN CERAM SPINELL** (MgAL2O4)

C’est une céramique très translucide, avec d’excellentes propriétés optiques pour les dents antérieures très lumineuses.

2.3.2 **IN CERAM ALUINA** (AL203)

Cette céramique est surtout utilisée pour la réalisation d’infrastructures pour couronnes unitaires.
Elle est opaque, mais possède de très bonnes propriétés mécaniques.

2.3.3 **IN CERAM ZIRCONIA** (33% De Zr et 66% D’alumine) (54)

Ce sont des blocs de céramique pré frittés infiltrés de verre après l’usinage
Différente de la Zircone, cette céramique possède d’excellentes propriétés mécaniques, mais de moins bonnes propriétés optiques.
Elle est surtout utilisée pour cacher un support coloré, ou par exemple un inlay core, ou dans le cas où les propriétés mécaniques doivent être renforcées (infrastructures unitaires postérieures, petits bridges).

2.4 **LES CERAMIQUES POLYCRISTALLINES**.

C’est l’exemple parfait de matériaux qui n’étaient pas accessibles avant l’apparition de la CFAO.

Elles possèdent des propriétés mécaniques exceptionnelles, mais la qualité de la liaison avec la céramique cosmétique reste à améliorer.

On distingue dans cette catégorie, l’Alumine et la Zircone.

2.4.1 **L’ALUMINE PURE**

Ce sont des blocs d’alumine pure préfrittée.

Elle possède d’excellentes propriétés mécaniques et elle est semi-translucide.

Elle est utilisée pour les couronnes unitaires et les petits bridges

2.4.2 **LA ZIRCONE PURE : ZrSiO4** (9, 49, 64, 94)

- **LA ZIRCONE TZP (fig. 44)**. (16, 41, 54, 88, 93, 104)

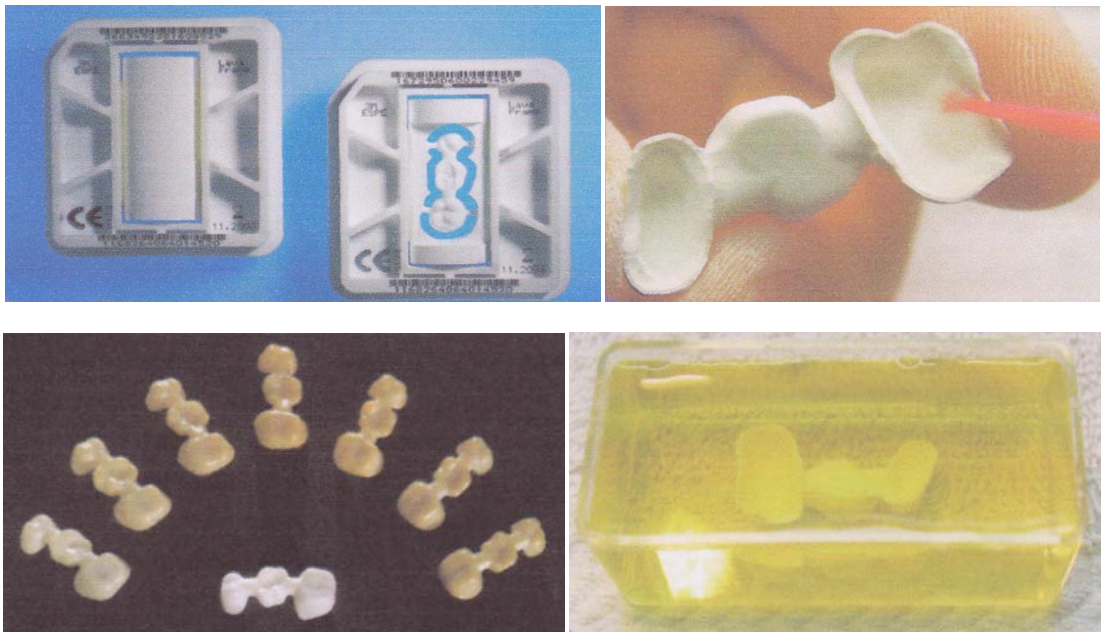


Fig. 44 : Exemples de pièces prothétiques en zircone obtenues par CFAO à partir d'un bloc, puis nettoyées après l'usinage, avec 7 teintes disponibles qui sont obtenues par un bain approprié. (104)

Elle n'est pas totalement pure, on lui ajoute 3% à 5% d'oxyde d'Yttrium ce qui stabilise la zircone dans sa phase tétragonale (plus stable que dans la phase monoclinique) d'où son nom : zircone oxyde TZP (TetragonalZirconiaPolycristal) (exemple : Lava Frame, Cercon Smart Ceramics, InCeram YZ) avec les propriétés mécaniques suivantes, (norme ISO 6872)

Densité : 6,08 g/cm3

Résistance à la flexion : sup à 1200 Mpa

Résistance à la propagation des fissures, tenacité : 15 Mpa/m

Module d'élasticité (Young) : 210 Gpa

CTE : 10 ppm

Point de fusion : 2700°C

Taille des grains : 0,5 microns

Dureté Vickers : 1250 HV

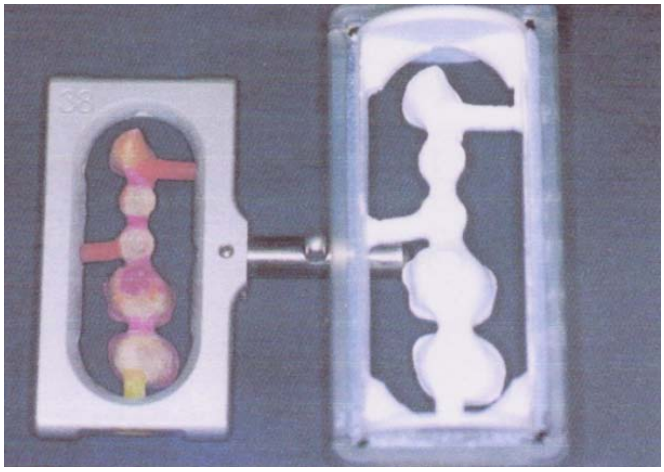


Fig. 45 : Côte à côte, la maquette scannée et le bloc obtenu correspondant surdimensionné. (88)

Ce sont des blocs le plus souvent préfrittés, ce qui facilite l'usinage (fig. 45). Elle nécessite également un second frittage, après l'usinage, pour atteindre ses qualités mécaniques optimales. Cette étape provoque une réduction volumique de l'ordre de 25 à 30% qui doit donc être prise en compte par les logiciels de CFAO. Une traçabilité précise par code barre permet de gérer les modalités de cuisson de la pièce usinée (fig. 46).

Fig. 46 : Plots de zircone référencés pour une meilleure traçabilité. (104)

Elle possède d'excellentes propriétés mécaniques, ainsi qu'un pouvoir réflecteur important. Elles sont maintenant colorables, ce qui atténue ses faibles propriétés optiques.

Elle est utilisée pour les couronnes unitaires, les bridges de trois à quatre éléments, ainsi que les piliers implantaires.

- **LA ZIRCONE HIP (fig. 47)** (41, 49, 54, 93, 104)

Elle est dite pure : son taux de zircone est au minimum de 93,6%

La zircone doit être réduite en poudre homogène, qui est alors compactée à chaud sous une pression isostatique de 1000 bars transmise par fluide. C'est donc une zircone obtenue par une technique HIP : Hot Isostatique Pressing.

Ce sont donc des blocs ou des disques de zircone HIP prêts à l'usinage par des machines plus puissantes que la zircone TZP, à cause de sa haute résistance mécanique.

Ces propriétés mécaniques permettent la réalisation d'armatures de bridges de grande étendue, voir de bridges complets monoblocs. La zircone HIP permet également la réalisation de pièces très fines et originales, telles que des attelles ou des attachements.

Le système DCS Precident utilise la zircone HIP de TKT Metoxit AG, Thayngen qui est un mélange pur à 99,9% de ZRO2 (95%) et Y2O3 (5%) avec les caractéristiques suivantes :

Densité : sup à 6,08g/cm3

Porosité : 0%

Grain : inf à 0,6 microns

Dureté Vickers : 1200 HV

Résistance à la compression : 2000Mpa

Résistance à la flexion : sup à 90Mpa

Module d'élasticité (Young) : 210 Gpa

Résistance à la rupture : 7MpaVm

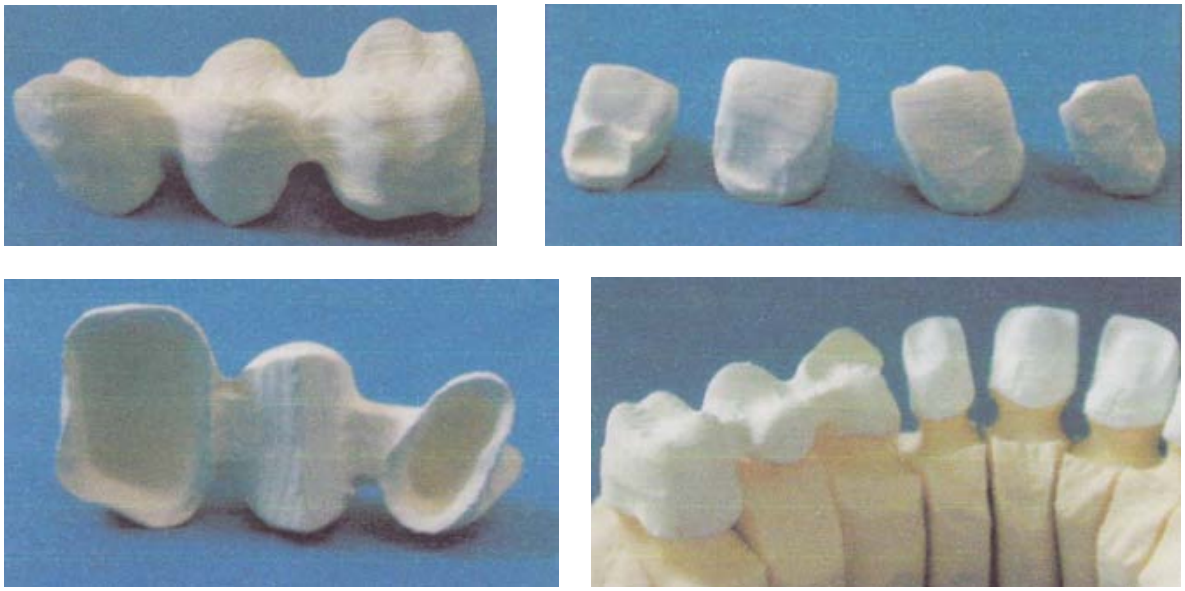


Fig. 47 : Exemples d'infrastructures en zircone obtenues par CFAO. (41)

Les différentes sortes de zircones sont recouvertes de céramiques cosmétiques correspondantes afin de masquer la zircone et de s'intégrer esthétiquement dans la bouche du patient avec ses caractéristiques esthétiques propres. De même que les propriétés mécaniques des différents types de zircones sont trop importantes pour un contact zircone-dent qui serait néfaste pour la dent, il convient donc de la recouvrir de céramique qui possède des propriétés mécaniques plus proches d'une dent naturelle.

Les propriétés de la zircone permettent le remplacement des procédés céramo-métalliques par les procédés céramo-céramiques et favorisent donc la disparition souhaitée du métal par les praticiens et les patients. (49)

On peut résumer les différents types de céramiques en fonction de leurs indications, leurs propriétés physiques, mécaniques, optiques et des systèmes qui permettent de l'obtenir : (fig. 48, 49, 50, 51, 52, 53, 54 et 55)

Matériau	Sous-catégorie	Indication
Céramique feldspathique		Inlay/onlay, facette, chip ou couronne unitaire antérieure
Céramique vitrocéramique		Inlay/onlay, facette ou couronne unitaire antérieure jusqu'aux PM (dent pulpée de préférence)
Céramique infiltrée	InCeram Spinell	Infrastructure de couronne unitaire antérieure pulpée
	InCeram Alumina	infrastructure de couronne unitaire antérieure et postérieure ou de petit bridge antérieur (1 intermédiaire)
	InCeram Zirconia	infrastructure unitaire postérieure ou petit bridge de 2 intermédiaires. Bridge collé cantilever possible.
Céramique polycristalline	alumine pure	infrastructure unitaire ou petit bridge, antérieur ou postérieur
	zircone pure	infrastructure unitaire ou bridge
Métaux	titane	même utilisation qu'en prothèse traditionnelle
	Cobalt-Chrome	même utilisation qu'en prothèse traditionnelle
Résine		bridge provisoire
		armature de bridge composite ou résine

Fig. 48 : Indications des différents matériaux de restauration prothétique développés en CFAO. (16)

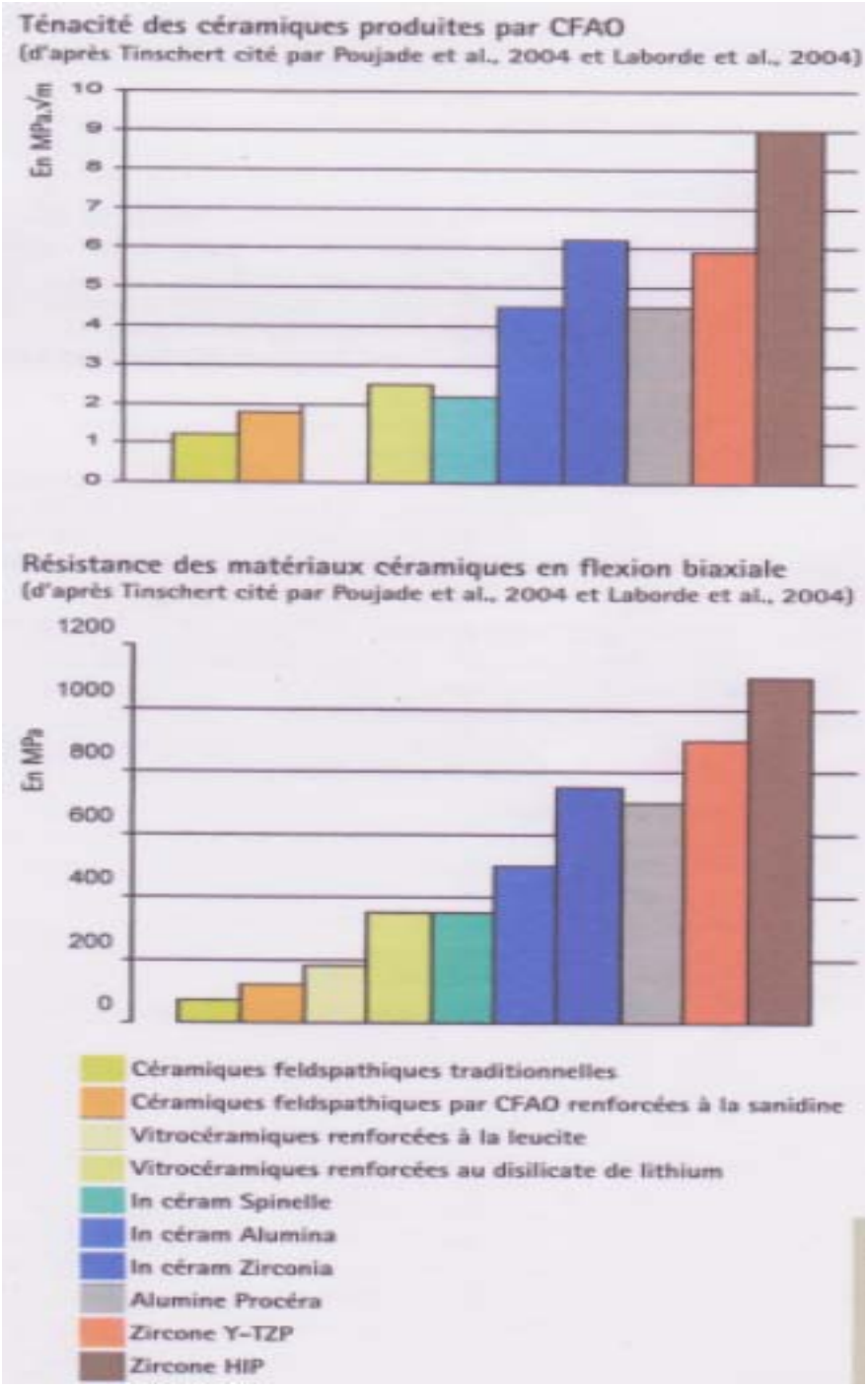


Fig. 49 : Ténacité et résistance des céramiques produites par CFAO. (3)

	Résistance à la flexion (MPa)	Facette	Inlay Onlay (Overlay)	Couronne Antérieure	Couronne Postérieure (zone molaire)	Bridge Antérieur	Bridge postérieur (zone molaire)
Céramiques Systèmes							
Cerec®	*	X	X	X	X	X	X
Cercon®	1100			X	X°	X°	X° (max 38 mm)
DCS®	*			X	X°	X°	X°
Empress I®	134	X°	X° (faible épaisseur)	X			
Empress II®	350	X	X° (épaisseur importante)	X°	X	X (max 11 mm)	X (max 9 mm)
Céram Feld-spathiques	75-125	X°	X° (faible épaisseur)				
In Ceram Alumina®	525	X	X	X°	X		
In Ceram Spinell®	350	X	X°				
In Ceram Zirconia®	750			X	X°	X	X
Procera Alumine®	687	X		X°	X	X°	X
Procera Zircon®	1200			X	X°	X°	X°

Fig. 50 : Tableau récapitulatif des différents systèmes et leurs possibilités. (64)

CAD-CAM		
Presintered	Cercon (Dentsply)[a]	Partially stabilized zirconia
	DC-Zirkon (DCS)[g]	Partially stabilized zirconia
	Everest ZS-Blanks (Kavo)[h]	Partially stabilized zirconia
	IPS e.max ZirCAD (Ivoclar-Vivadent)[b]	Partially stabilized zirconia
	LAVA Frame (3M ESPE)[c]	Partially stabilized zirconia
	Procera AllCeram (Nobel Biocare)[i]	Alumina
	Procera AllZirkon (Nobel Biocare)[i]	Partially stabilized zirconia
	Vita YZ (Vita Zahnfabrik)[d]	Partially stabilized zirconia
Densely sintered	Denzir (Cad.esthetics)[j]	Partially stabilized zirconia
	Digiceram L (Digident)[k]	Leucite-glass
	Digizon (Digident)[k]	Partially stabilized zirconia
	Everest G-Blanks (Kavo)[h]	Leucite-glass
	Everest ZH-Blanks (Kavo)[h]	Partially stabilized zirconia
	IPS e.max CAD (Ivoclar-Vivadent)[b]	Lithium disilicate-glass
	ProCAD (Ivoclar-Vivadent)[b]	Leucite-glass
	Vitablocs Mark II (Vita Zahnfabrik)[d]	Leucite-glass
	Vitablocs TriLuxe (Vita Zahnfabrik)[d]	Leucite-glass
	ZirKon (Cynovad)[l]	Partially stabilized zirconia
Glass infiltrated	In-Ceram Alumina (Vita Zahnfabrik)[d]	Glass-alumina
	In-Ceram Spinell (Vita Zahnfabrik)[d]	Glass-alumina-spinel
	In-Ceram Zirconia (Vita Zahnfabrik)[d]	Glass-alumina-PS zirconia

Fig. 51 : Méthodes de fabrication et exemples commerciaux avec la composition des différents types de céramiques pour prothèses.

	RESISTANCE A LA FLEXION (en MPa)	RESISTANCE A LA FRACTURE (en MPa m½)	*INDICATIONS*
In-Ceram Zirconia (Vitablocs® Zirconia)	550	4.5	Armatures de bridges postérieurs, éléments de prothèse implantaire.
In-Ceram Alumina (Vitablocs® Alumina)	450	4	Armatures couronnes (ant. Ou post.) et petits bridges antérieurs.
In-Ceram Spinell (Vitablocs® Spinell)	350	2.45	Armatures pour secteur antérieur.
ProCad® Ivoclar	200	2	Couronnes antérieures unitaires, inlays/onlays, facettes.
Vita® Mark II	150	1.5	Couronnes antérieures unitaires, inlays/onlays, facettes.
Paradigm™ MZ100	150	1.5	Inlays/onlays.

Fig. 52 : indication des matériaux en fonction de leurs propriétés mécaniques. (115)

Matériau	Fabricant	EROSION DU MATERIAU (en mm³)	EROSION DE L'EMAIL (en mm³)
Email	-	1.09±0.04	1.19±0.25
Vita® Mark II	VITA Zanhfabrik	0.68±0.17	0.80±0.10
ProCad®	Ivoclar	0.97±0.14	1.20±0.27
Vitadur® Alpha	VITA Zahnfabrik	1.27±0.21	1.83±0.23
Paradigm™ MZ100	3M-ESPE	1.00±0.13	0.85±0.14

Fig. 53 : taux d'abrasion des matériaux usinés pour des inlays et de l'émail. (115)

Bloc de céramique usinable	Type de céramique	indications	système	Resistance à la flexion (MPa)
VITABLOCS Mark II	feldspathique	Antérieures (postérieures) inlay/onlay facettes	Cerec	150
VITABLOCS TriLuxe et Triluxe Forte (2009)	feldspathique	Antérieures (postérieures) inlay/onlay facettes	Cerec	150
IPS Empress CAD	Feldspathique renforcée à la leucite	Antérieures inlay/onlay facettes	Cerec	160
IPS e.max CAD	Feldspathique renforcée disilicate de lithium	Antérieures postérieures inlay/onlay bridges antérieurs	Cerec®, Evrest®	360
VITA In-Ceram SPINELL	Spinelle infiltré par du verre	Antérieures inlay/onlay	cerec®	350
VITA In-Ceram ALUMINE	Alumine infiltrée de verre	Antérieures postérieures bridges antérieurs	Cerec®, etkon®, bienair®	500
VITA In-Ceram ZIRCONE	Alumine renforcée par zircone infiltrée de verre	postérieures bridges postérieurs	Cerec®, etkon®, bienair®	650
VITA In-Ceram AL	Alumine	Antérieures postérieures bridges antérieurs 3 éléments	cerec®	650
VITA In-Ceram YZ	Zircone YTZP	postérieures bridges postérieurs + 3 éléments	Cerec®	950
IPS e.max ZirCAD	Zircone YTZP	postérieures bridges postérieurs 3 éléments	Cerec®	900
Zircone préfrittée	Zircone YTZP	postérieures bridges postérieurs + 3 éléments	Cerec®, cercon®, evrest®, bienair®, etkon®, Lava™	≥1000
Zircone HIP	Zircone HIP	postérieures bridges postérieurs + 3 éléments	Bienair®, evrest®, cynovad®	≥1000

Fig. 54 : caractéristiques des différents blocs de céramiques pour l'usinage par CFAO. (116)

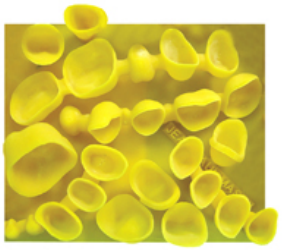
Céramiques CFAO	Propriétés optiques	Propriétés mécaniques	Manufacture
Feldspathiques	Très translucide	Faibles	Soustractif
Vitrocéramiques	Bonne translucidité	Faibles/Moyennes	Soustractif
Infiltrée :			
-Spinelle	Translucide	Moyennes	°Soustractif *nécessitant une infiltration de verre après usinage.*
-Alumina	1/2translucide	Très Bonnes	
-Zirconia	Très opaque (peut être colorée)	Bonnes	°Additive
Alumine	1/2translucide	Très Bonnes	Additive
Zircone	1/2translucide (peut être colorée)	Excellentes (les propriétés mécaniques peuvent être altérer en cas de retouches trop importantes)	Soustractif °préfrittée **(Y-TZP)** °frittée **(HIP Z)** °HIP Z et TZP

Fig. 55 : propriétés de céramiques utilisables pour la CFAO et types d'obtention. (116)

3. **RESINES ET COMPOSITES** (3, 16, 59, 107, 110, 114)

Les résines sont utilisées dans trois indications essentiellement :

-Les résines calcinables (fig. 56), mises en forme et coulées dans un deuxième temps à la cire perdue. L'intérêt, ici, réside dans le fait qu'il n'y a plus d'étape de réalisation de cire. Cependant, c'est un intérêt discutable, vu que les prothésistes sont extrêmement rapides lors de la réalisation de cette étape, et peuvent concurrencer les machines-outils.



Exemples de production d'armatures calcinables par fabrication additive avec la machine Perfactory DDP d'Envisiontec
Source : Euromax Monaco

Exemples de production d'armatures calcinables par fabrication additive avec la machine ProJet 3000 DDP de 3D Systems
Source : Byosys

Fig. 56 : Exemples d'armatures calcinables par fabrication additive. (107)

-Les résines peuvent également servir à la réalisation de bridges provisoires, voire même de couronnes provisoires. Elles peuvent se présenter sous forme de blocs (fig. 57) ou de disques prêts à être usinés avec différents choix de teintes possibles.

Fig. 57 : Plots de résine et composite pour l'usinage. (114)

-Les résines chargées en fibres de verre (fig. 58) avec comme indication la réalisation d'armatures de bridges composite ou résine grâce à leurs propriétés (fig. 59).

Fig. 58 : Disque de composite usiné pour un bridge provisoire. (107)

Tableau 1 **Propriétés des matériaux.**

Matériau	Module d'élasticité (GPa)	Coefficient de Poisson
Composite	20*	0,24[18]
Céramique	78*	0,28[19]
Émail	50*	0,30[18]
Dentine	12	0,23[20]

Fig. 59 : Propriétés du composite et de la céramique comparées aux matériaux naturels. (59)

Réflexion sur le chapitre :

L'or

Points forts : biocompatibilité, ductilité, mise en œuvre.
Points faibles : résistance mécanique, polymétallisme, artefacts en imagerie.
Indications : selon le type d'alliage : inlays/onlays, armatures unitaires voire bridges de faible étendue, brackets d'orthodontie linguale.
Systèmes : Zeno Wieland, Helioform (seulement CAO), Precident, Pro 50, Everest (CFAO), Incognito (CAO, FAO de la maquette en cire, coulée traditionnelle pour les brackets de lingual).

Le Titane

Points forts : ductilité, biocompatibilité, résistance à la corrosion.
Points faibles : faible résistance mécanique en ce qui concerne le titane commercialement pur, difficulté de coulée, d'où l'utilité de la CFAO.
Indications : fixtures et piliers implantaires, armatures unitaires ou de bridge de petite à grande étendue (tendent à être remplacées par de la zircone).
Systèmes : Procera, Etkon, Everest, diGident, Precident, Pro 50.

Le CoCr

Points forts : mise en œuvre, propriété mécanique.
Points faibles : allergie potentielle.
Indications : armatures unitaires ou de bridge de petite à grande étendue.
Systèmes : - par usinage : Etkon, Cercon (USA), Precident,
- par fabrication additive par fusion au laser de poudre : Bego, Sirona, ATS 3D, MB dental. Trois machines existent : Phenix systems (France), Realizer de MCP-HEK (Allemagne), EOSINT M270 de EOS (Allemagne).

La céramique feldspathique

Composition : poudres d'oxydes, fondants et pigments colorés frittés dans une matrice vitreuse.
Points forts : esthétique, biocompatibilité.
Points faibles : propriétés mécaniques.
Indications : facettes sur dents antérieures sans dyschromie en l'absence de parafonction, inlays.
Systèmes : Cerec, Precident.

Les vitrocéramiques

Composition : oxydes renforcés par de la leucite ou du disilicate de lithium (dl) dans une matrice vitreuse.
Points forts : esthétique, biocompatibilité.
Points faibles : résistance mécanique.
Indications : toujours en l'absence de parafonction : facettes et coiffes sur dents antérieures sans dyschromie, inlay/onlay, petits bridges antérieurs (dl).
Systèmes : Cerec, Everest, Precident.

Les céramiques infiltrées (Procédé In Ceram)

Composition : structure d'oxydes préfrittée poreuse infiltrée par un verre et frittée après usinage
Spinelle = $MgAl_2O_4$ + verre, Alumina = Al_2O_3 (85 %) + verre (15 %), Zirconia = $Al_2O_3 + ZrO_2$ + verre.
Points forts : disponibles pour les techniques de CFAO directe, différentes teintes disponibles (en fonction du verre d'infiltration) et différentes opacités disponibles car il existe 3 expressions du procédé In Ceram : la Spinelle, l'Alumina et la Zirconia.
Points faibles : propriétés mécaniques inférieures à celles des céramiques polycristallines pures.
Indications : Spinelle = facettes et coiffes sur dents antérieures sans dyschromie et couronnes antérieures en l'absence de parafonction.
Alumina = facettes et coiffes sur dents antérieures avec dyschromie et/ou parafonction, coiffe postérieure.
Zirconia = piliers implantaires, couronnes, bridges de petite à moyenne étendue.
Systèmes : Celay, Cerec, Pro 50, Precident, diGident, Etkon, Wolceram…

L'alumine

Composition : Al_2O_3 (100 %).
Points forts : translucidité intermédiaire.
Points faibles : propriétés mécaniques plus faibles que la zircone.
Indications : facettes et coiffes sur dents antérieures avec dyschromie et/ou parafonction, coiffe postérieure, pilier implantaire, petit bridge antérieur sans parafonction.
Système : Procera.

La zircone

Composition : Zircone Y-TZP (Tétragonale partiellement stabilisée à l'oxyde d'Yttrium) = ZrO_2 + oxyde d'yttrium (Y_2O_3) préfrittée (usinage plus facile),
Zircone HIP (Haute Pression Isostatique) = ZrO_2 frittée (meilleures propriétés mécaniques et optiques).
Points forts : résistance mécanique, résistance à la corrosion.
Points faibles : opaque, diminution des propriétés mécaniques en cas de retouches et de sablage.
Indications : facettes et coiffes sur dents antérieures avec dyschromie et/ou parafonction, coiffe postérieure, piliers implantaires, bridges de petite à grande étendue.
Systèmes : Lava, ce-novation, Cercon, Cerec, Zeno Wieland, Diadem (Y-TZP), Procera, Pro 50, Precident, diGident (HIP), Everest (HIP et Y-TZP)…

Les composites

Composition : matrice résineuse et charges minérales.
Points forts : coût, esthétique, matériau moins fragile et plus tolérant que les céramiques.
Points faibles : détérioration de l'état de surface et des marges dans le temps, résistance mécanique intermédiaire.
Indications : inlays/onlays, restaurations de temporisation.
Systèmes : Précident, diGident, Cerec.

Les résines

Composition : souvent les résines usinées sont à base de polyamide renforcé par des fibres de verre, ou de polyméthacrylate de méthyl (PMMA).
On distingue :- les résines calcinables (qui permettent la conception des armatures ou de dents massives) qui seront coulées classiquement par fonderie à cire perdue ;
- les résines de diagnostic qui permettent de valider la pièce prothétique avant usinage définitif dans des matériaux plus coûteux ;
- les résines esthétiques.
Indication : restaurations de temporisation.
Systèmes : Précident, Bégo, Sirona…

Fig. 60 : Résumé de tous les matériaux accessibles pour la CFAO et leurs caractéristiques. (3)

Ainsi, tous les matériaux sont utilisables par la CFAO, certains sont même recommandés pour une obtention par des techniques de CFAO pour limiter les risques d'erreurs.
Le suivit des matériaux, leur provenance, leur traçabilité semble plus simple et rigoureuse avec des techniques de CFAO.
Le large choix de matériaux possibles pour la CFAO mérite un intérêt particulier de notre part et permet une implication plus importante et plus aisée dans nos choix pour la prothèse du patient.

VI. INDICATIONS DE LA FABRICATION ASSISTEE PAR ORDINATEUR EN PROTHESE (55, 93)

Presque toutes les disciplines de la dentisterie se tournent vers la CFAO et son futur prometteur. De nombreux domaines sont déjà acquis à la cause de la CFAO (dentisterie restauratrice, prothèse conjointe, prothèse supra implantaire). Dans les domaines qui ne sont pas encore développés, la recherche est intense afin de mettre au point le système révolutionnaire (implantologie, prothèse adjointe).

Un des arguments principaux de l'utilisation de la CFAO est la précision, acceptant des erreurs de l'ordre de quelques microns. De plus, n'ayant plus de transport physique des empreintes, il n'y a plus de perte d'information due aux matériaux à empreinte.

Un des autres arguments principaux est le gain de temps, tant au niveau du temps entre les acteurs de la réalisation de la prothèse qu'au niveau du temps de réalisation de la prothèse elle-même. En effet, l'empreinte est envoyé par mail, donc le laboratoire la reçoit en quelques secondes, de plus les machines fabriquent une prothèse en quelques minutes. Le délai entre le départ d'une empreinte depuis le cabinet du chirurgien-dentiste jusqu'à la livraison de la prothèse finie chez ce même chirurgien-dentiste est donc considérablement réduit.

Je vais détailler les indications en prothèse uniquement, laissant certaines disciplines de la dentisterie ou la CFAO est déjà présente, comme l'orthodontie, la chirurgie, la prothèse maxillo-faciale, etc.…

1. PROTHESE CONJOINTE ET LA DENTISTERIE RESTAURATRICE (8, 12, 14, 18, 30, 37, 39, 44, 45, 46, 57, 58, 59, 66, 69, 70, 76, 78, 79, 107, 111, 113, 114)

Situation cliniques	Indications possibles			
	Facettes	Inlays	Couronnes totales	Endocouronnes
Incisives et canines				
- dents vivantes	+ + +	+ + +	+ + +	s o
- dents dévitalisées	+ +	+	+ +	-
Prémolaires				
- dents vivantes	s o	+ + + +	+ +	s o
- dents dévitalisées	-	-	+	-
Molaires				
- dents vivantes	s o	+ + +	+ + +	s o
- dents dévitalisées	-	-	+	+ + + +
s o : sans objet				

Fig. 61 : Synthèse des indications et des contre-indications du système Cerec. (39)

Grâce au développement de la dentisterie adhésive, le « tout céramique » prend une place primordiale dans la dentisterie actuelle.
Ainsi la CFAO qui dépend directement du développement de l'adhésion de ces éléments prothétiques a pu accroitre considérablement ses indications en prothèse (fig. 61).

On note cinq grandes indications dans ce domaine :

- Inlays/onlays
- Facettes
- Couronnes
- Endocouronnes
- Bridges

Le tout céramique, parallèlement au développement de l'adhésion des céramiques aux tissus dentaires permet notamment une économie tissulaire importante ainsi que des règles de reconstitutions et des principes de préparations permettant dans de nombreux cas de préserver la vitalité pulpaire.

Il n'est plus question d'adapter d'anciennes techniques de préparations et d'adapter la prothèse avec ces nouveaux matériaux, mais l'inverse.

Afin d'assurer des résultats satisfaisants aussi bien de la pièce prothétique que de la, ou des dents supports, il est nécessaire de respecter des principes de préparations strictes de la dent, des critères cliniques stricts, de respecter les indications de chaque matériau, le mode d'assemblage des céramiques, le collage, etc.…

En fonction de la situation clinique initiale, il faut poser à chaque fois les indications aussi bien pour le type de restauration que pour les matériaux utilisés et la technique de CFAO à utiliser.

Il faut respecter des règles strictes pour ne pas risquer la fracture de la prothèse, voire pire, le délabrement de la dent support. En effet dans le cas d'une fracture de l'élément prothétique, le collage de la prothèse à la dent étant tellement résistant, il y a un risque de fracture plus ou moins important de la dent support.

La pérennité des restaurations dépend de plusieurs facteurs :

- De la qualité de la préparation
- De la précision d'adaptation
- De la forme de la restauration
- De l'état de surface de la restauration
- Du choix du ciment de scellement ou collage.

Les reconstitutions en céramique nécessitent donc de règles de préparations strictes sachant que la céramique est très résistante en compression, mais fragile en flexion (fig. 62, 63, 64, 65 et 66).

Les bords de la préparation ne doivent pas se trouver au niveau des contacts occlusaux (inlays/onlays/facettes) de même que les surplombs importants doivent être évités (inférieure à 1,5mm, indice de Le Huche).

L'épaisseur de la céramique en occlusal ne doit pas être inférieure à 1.5mm. Il ne faut pas de zones de contraintes internes à la préparation : tous les angles doivent être arrondies, pas de contre dépouilles, mais une dépouille suffisante (10 à 15°), une forme générale simple, un recouvrement des parois fragiles (inférieure à 1,5 mm), une géométrie assurant la stabilité primaire, le respect des formes de la préparation (inlays/onlays : Largeur=Profondeur=2mm).

Garce aux travaux effectués par Griffith, on sait que la fracture d'une céramique est le résultat de la propagation d'une fissure à partir d'un défaut initial de surface, or les machines-outils ne réalisent pas de surfaces parfaitement lisses.

Ainsi l'operateur, tant pour des raisons de résistance à la fatigue qui provoque ces fractures que pour des raisons de biocompatibilité (irritation du parodonte), doit veiller au polissage des céramiques ou à leur glaçage.

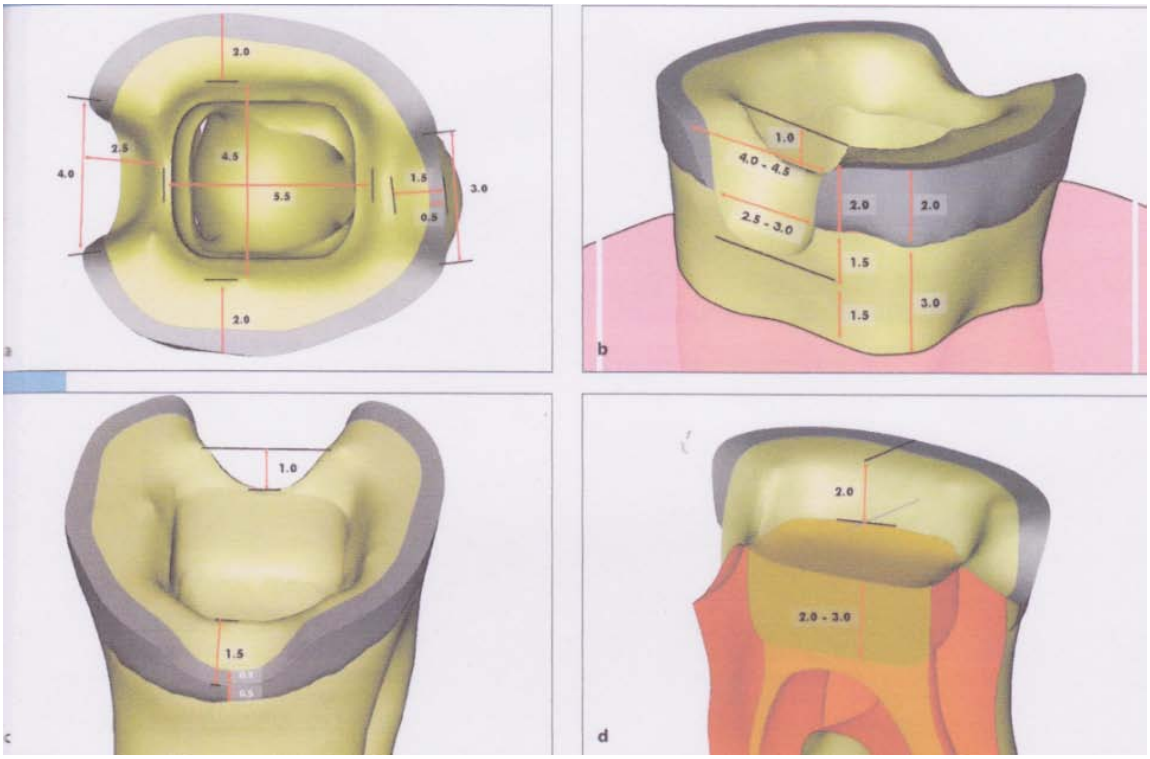


Fig. 62 : Exemple de préparation pour une endocouronne. (58)

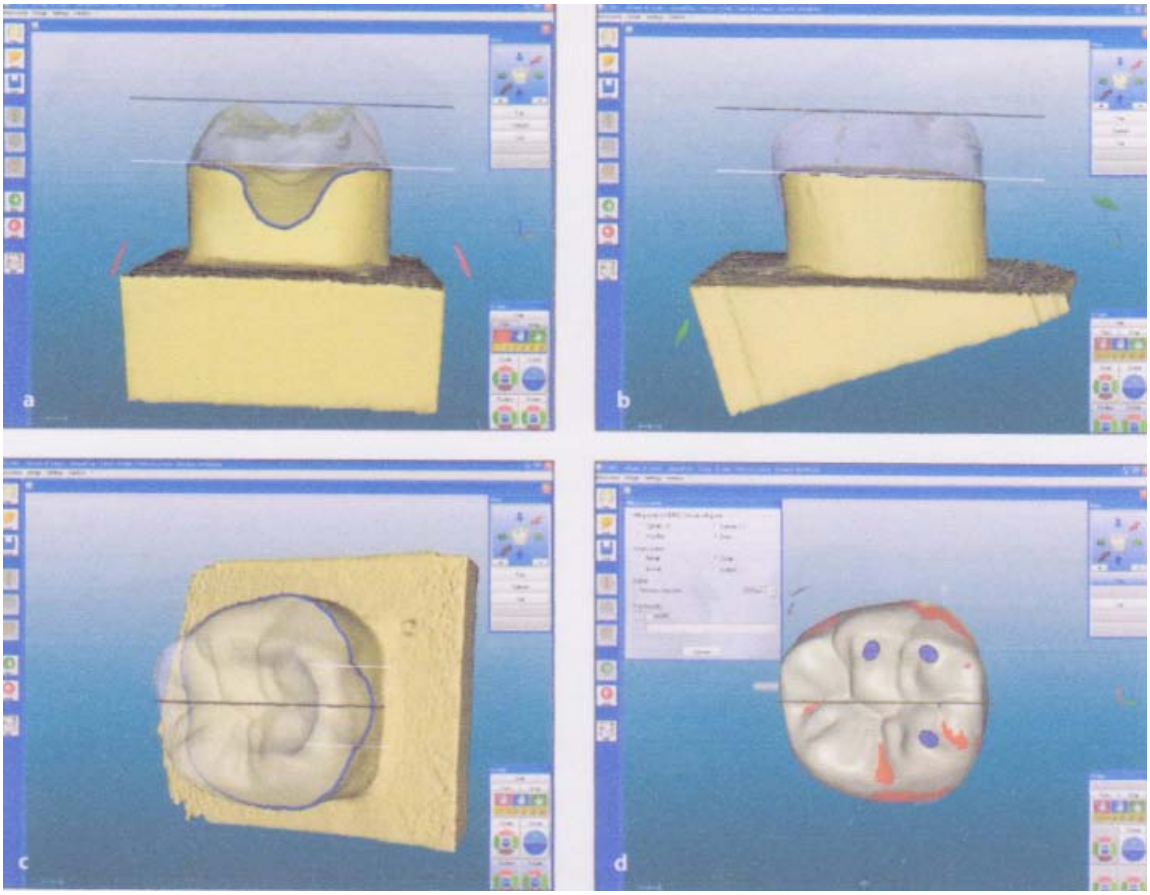
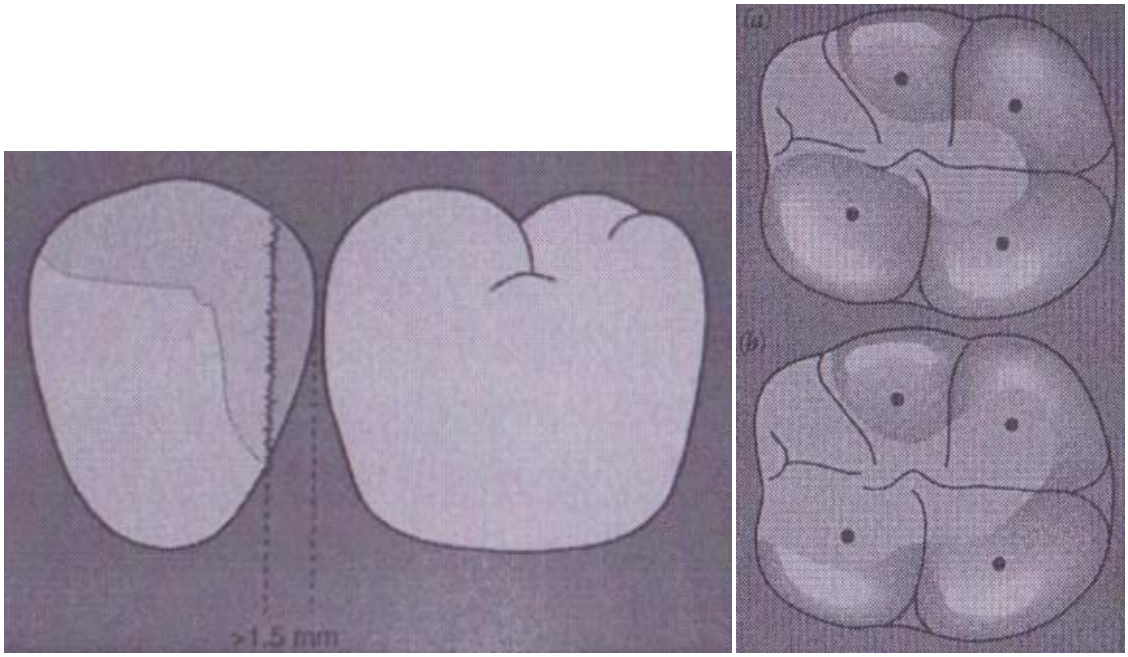


Fig. 63 : Réalisation par CAO de l'endocouronne. (58)



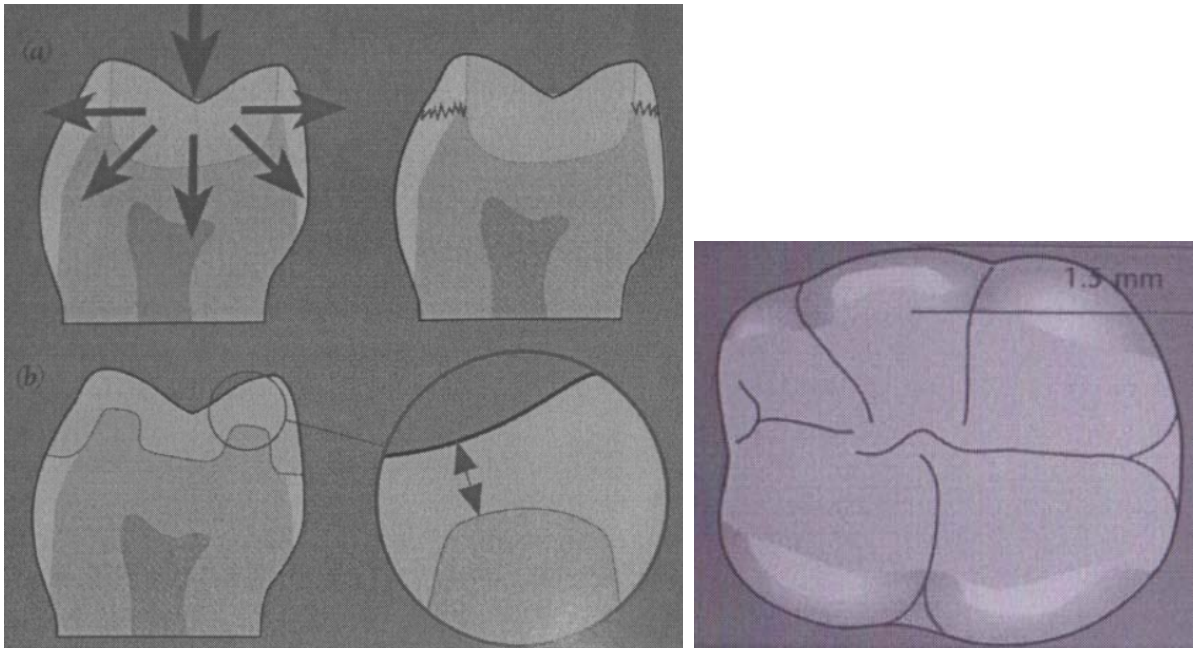


Fig. 64 : Principes de taille d'un inlay/onlay céramique. (44)

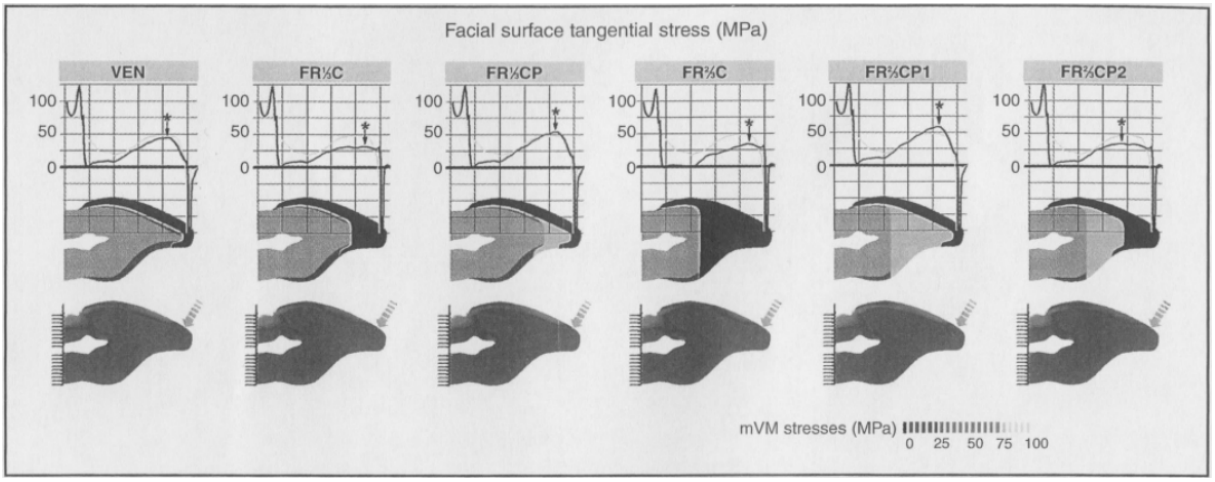


Fig. 65 : Contraintes perpendiculaires à la surface pour chaque forme testée. (59)

Tableau I - Spécificités des préparations d'inlay/onlay par CFAO	
Liées aux inlays céramiques (figures 8 et 9)	Largeur minimale des isthmes : 2mm Largeur minimale des boîtes : 1,2mm Surplomb proximal inférieur à la largeur de la boîte et inférieur à 2mm Profondeur de l'isthme de 1,5 à 2mm au niveau du sillon médian Angles internes arrondis et limites de la préparation en épaulement
Liées à la FAO	Sélectionner des fraises avec deux hauteurs de travail différentes, type épaulement à angle interne arrondi (951KR314018, S6845KR314018, chez Komet Brasseler®) ainsi que leurs homologues en granulométrie bagues rouges. D'autres fraises type flamme peuvent aussi être utiles lors de la réalisation des boites proximales. Le degré de finition nécessaire pour la CAO implique l'utilisation de fraises bagues rouges permettant l'obtention de limites nettes, des parois planes et l'élimination des prismes d'émail non soutenu. Elles sont d'une granulométrie compatible avec la résolution de la caméra 3D. Les angles trop vifs au niveau des formes de contour ne peuvent pas être usinés. Un angle saillant cavosuperficiel ne pourra pas être usiné correctement et va compromettre l'insertion passive de la restauration (12) (fig. 10)

Fig. 66 : Spécificités des préparations d'inlay/onlay céramique par CFAO. (12)

Pour les bridges, le matériau de choix pour l'infrastructure est la zircone grâce à sa grande résistance à la flexion. Ses caractéristiques mécaniques permettent de minorer la préparation des dents supports, et les surfaces de connexions sont moins importantes que les autres céramiques (les embrasures sont toujours en forme de U) (fig. 67).

Système d'infrastructure	Types de céramique	Résistance à la flexion (MPa)	Ténacité (MPa/m1/2)	Surface de connexion en mm²
E max press®	Disilicate de lithium	300-400	2.8-3.5	17-20 mm²
Incéram® Alumina zirconia	Céramique alumineuse infiltrée de verre + 35% zircone	421-800	6-8	12-20 mm²
Cercon®	Y-TZP	900-1200	9-10	7-11 mm²
DCS-Precident®	Y-TZP	900-1200	9-10	16 mm²
Lava™	Y-TZP	900-1200	9-10	9 mm²

Fig.67 : Propriétés des différents systèmes d'infrastructure. (116)

Si le prothésiste possède l'empreinte, il peut monter lui-même la céramique sur l'infrastructure (fig. 68). S'il reçoit uniquement une empreinte optique, il doit élaborer la céramique par CAO puis faire la FAO et coller cette dernière sur l'infrastructure, il en est de même pour une couronne unitaire. En effet, le prothésiste en recevant uniquement une empreinte optique ne peut donc pas faire de vérification sur le modèle car il n'y a pas de modèle physique. Il crée alors par CFAO l'armature de la prothèse puis il crée la céramique dite cosmétique également par CFAO ce qui lui permet de faire toutes les vérifications dont il à besoin sur les modèles virtuels.

Fig. 68 : Produits pour la réalisation des céramiques cosmétiques. (107)

2. PROTHESE SUPRA-IMPLANTAIRE

Dans le domaine de l'implantologie on peut distinguer en prothèse supra-implantaire le pilier implantaire, et les armatures supra-implantaires.

2.1 **LES PILIERS IMPLANTAIRES** (2, 5, 11, 19, 29, 71, 80, 106, 107, 112, 113)

La plupart des piliers implantaires réalisés par CFAO sont généralement usinés par le fabriquant de l'implant. En effet les systèmes d'implants, de pièces prothétiques pour l'empreinte, et la réalisation du pilier en lui-même appartiennent généralement à un seul groupe commercial (Procera/Nobel/Forte, Straumann, 3i, etc.…). Ces systèmes évoluent en systèmes fermés.

Certes il existe des piliers standards qui essayent de répondre au mieux à la clinique mais la tendance actuelle va vers les piliers sur-mesure (fig. 69, 70, 71, 72 et 73). En effet les piliers usinés par la même firme que l'implant, en titane ou aluminium ne répondent pas à toutes les situations cliniques même s'ils peuvent être retouchés par le laboratoire: angulation, contour gingival, profil d'émergence, …

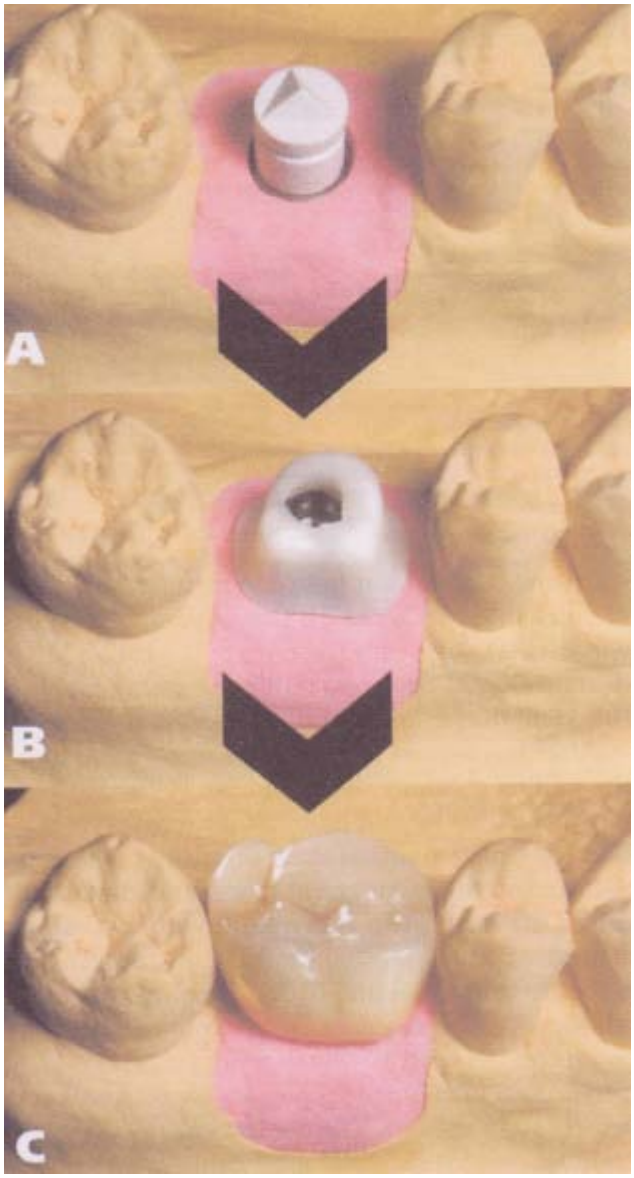
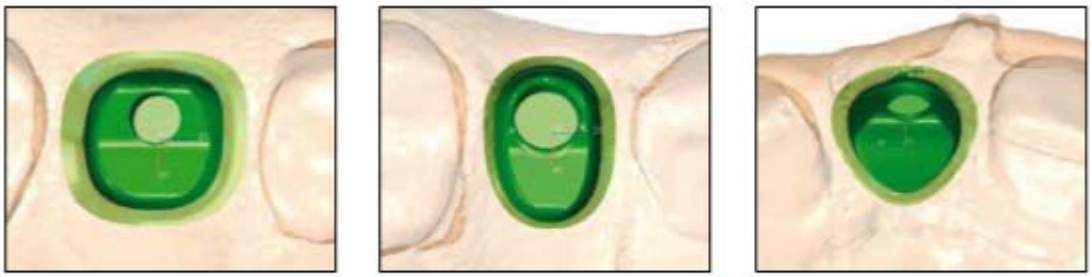


Fig. 69 : Etapes de laboratoire pour la réalisation d'un pilier et d'une couronne sur implant (Cerec InLab et pilier InCoris ZI (Sirona)) (71)



Les piliers Atlantis™ sont conçus pour imiter la forme des dents naturelles. Le logiciel Atlantis VAD™ permet de créer, selon les préférences du clinicien ou du laboratoire, des piliers sur mesure adaptés à chaque patient et à chaque situation.

Fig. 70. (106)

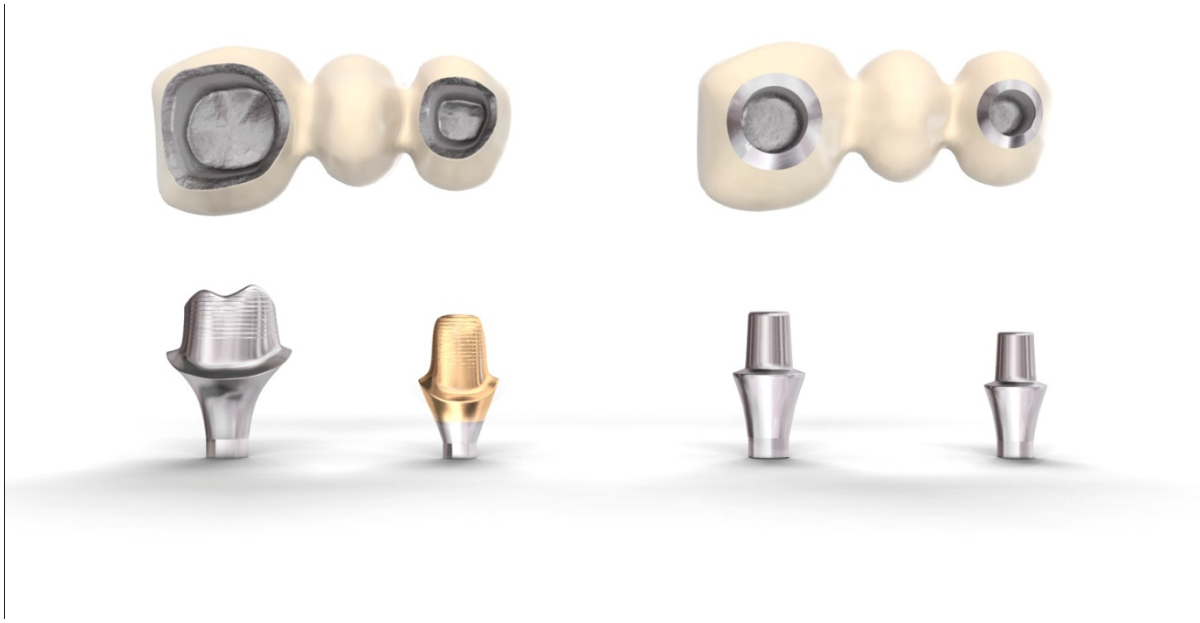
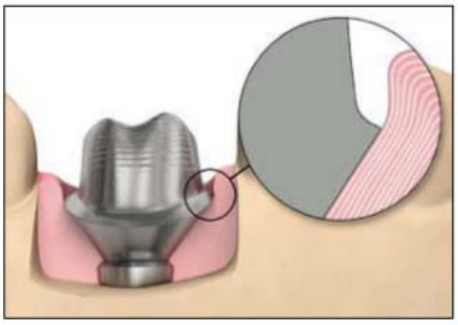
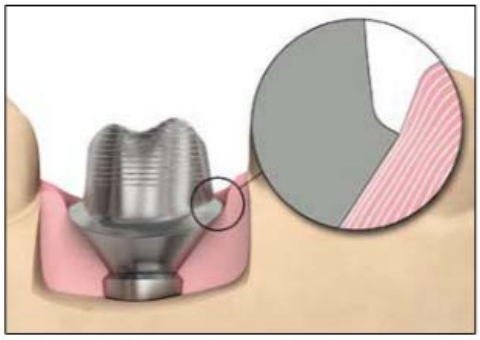


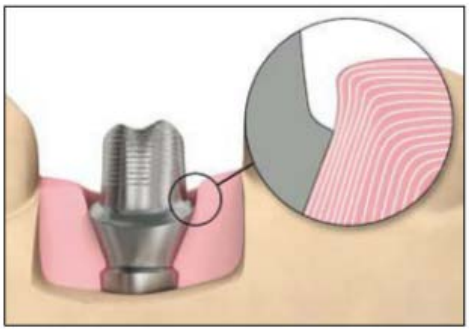
Fig. 71 : Comparaison entre piliers sur-mesure (Atlantis, Astra) et piliers préfabriqués. (106)



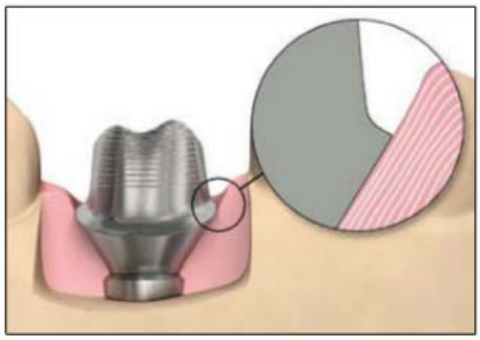
La forme du pilier se base sur la meilleure émergence possible, sans tenir compte de la situation gingivale, ce qui peut donner lieu à une forte compression en cas d'espace de cicatrisation étroit.
Une incision chirurgicale peut être requise.



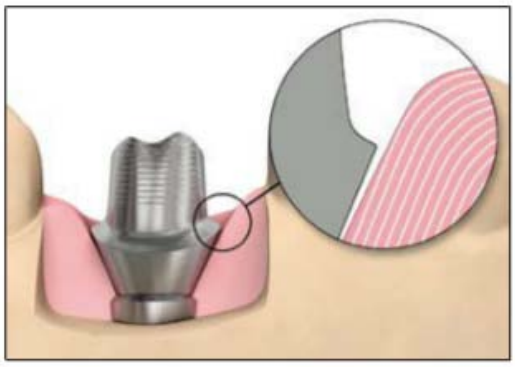
La conception du pilier se base sur la meilleure émergence possible, sans tenir compte de la situation gingivale. En cas d'espace de cicatrisation plus large, la compression gingivale sera moindre.



La forme du pilier présentera une compression gingivale de maximum 1,0 mm. Un espace de cicatrisation étroit donnera lieu à un pilier de plus petite dimension.



La forme du pilier présentera une compression gingivale de maximum 1,0 mm. Un espace de cicatrisation plus large donnera lieu à un pilier de plus grande dimension.



En cas d'espace de cicatrisation plus large, le pilier sera plus large mais n'entrera pas en contact avec les tissus mous.

Fig. 72 : Personnalisations possibles des largeurs de marges pour obtenir le meilleur profil d'émergence. (106)

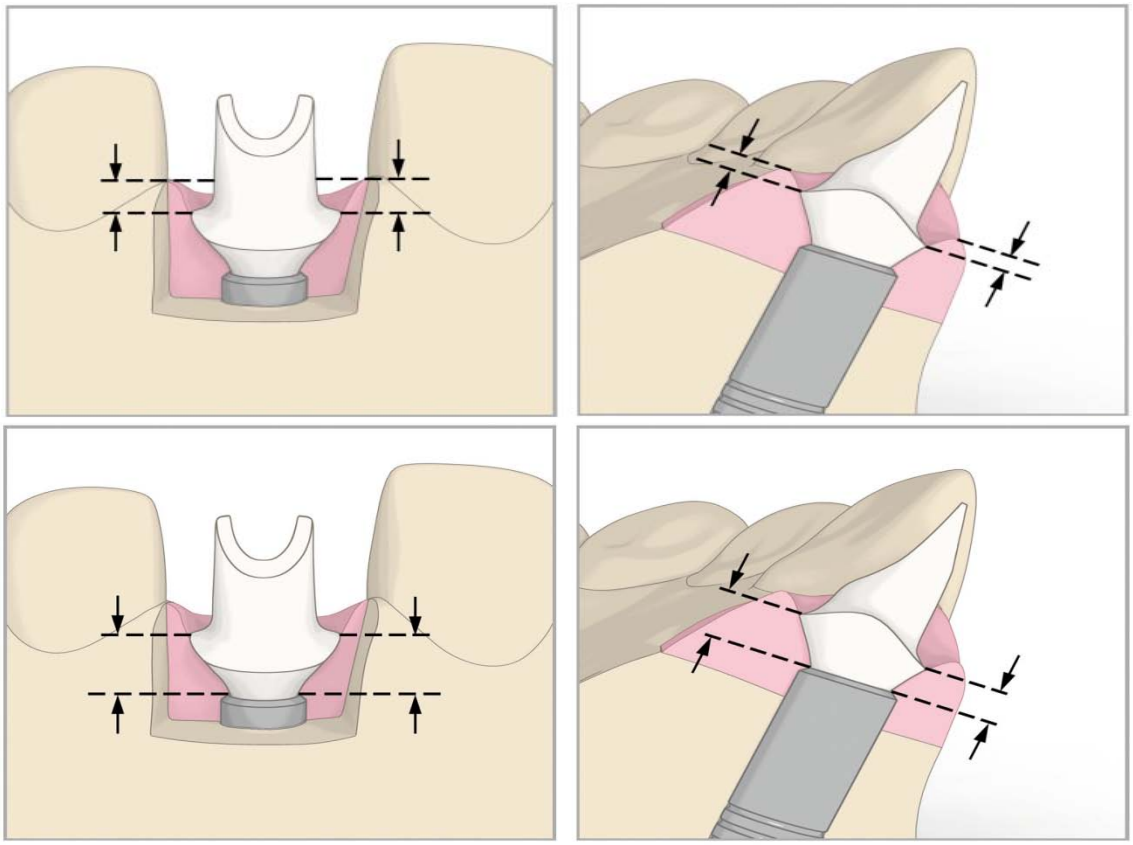


Fig. 73 : Personnalisations possibles des hauteurs de marges. (106)

Il existe deux sortes de piliers sur-mesure : les piliers calcinables et les piliers réalisés par CFAO.

Plusieurs paramètres sont à prendre en compte lors de la réalisation de piliers : la biocompatibilité des matériaux utilisés, la morphologie du pilier (taille, angulation, …), et surtout, le point le plus difficile à réaliser, la stabilité et le blocage anti rotation du pilier par rapport à l'implant.

Or il a été démontré (Byrne et collaborateur) que la chaleur dégagée par la coulée d'un pilier provoque des erreurs au niveau de la jonction entre le pilier implantaire et l'implant à deux niveaux : au niveau de la jonction externe entre le pilier et l'implant, et au niveau de la jonction interne entre la vis et l'implant (fig. 74, 75 et 76).

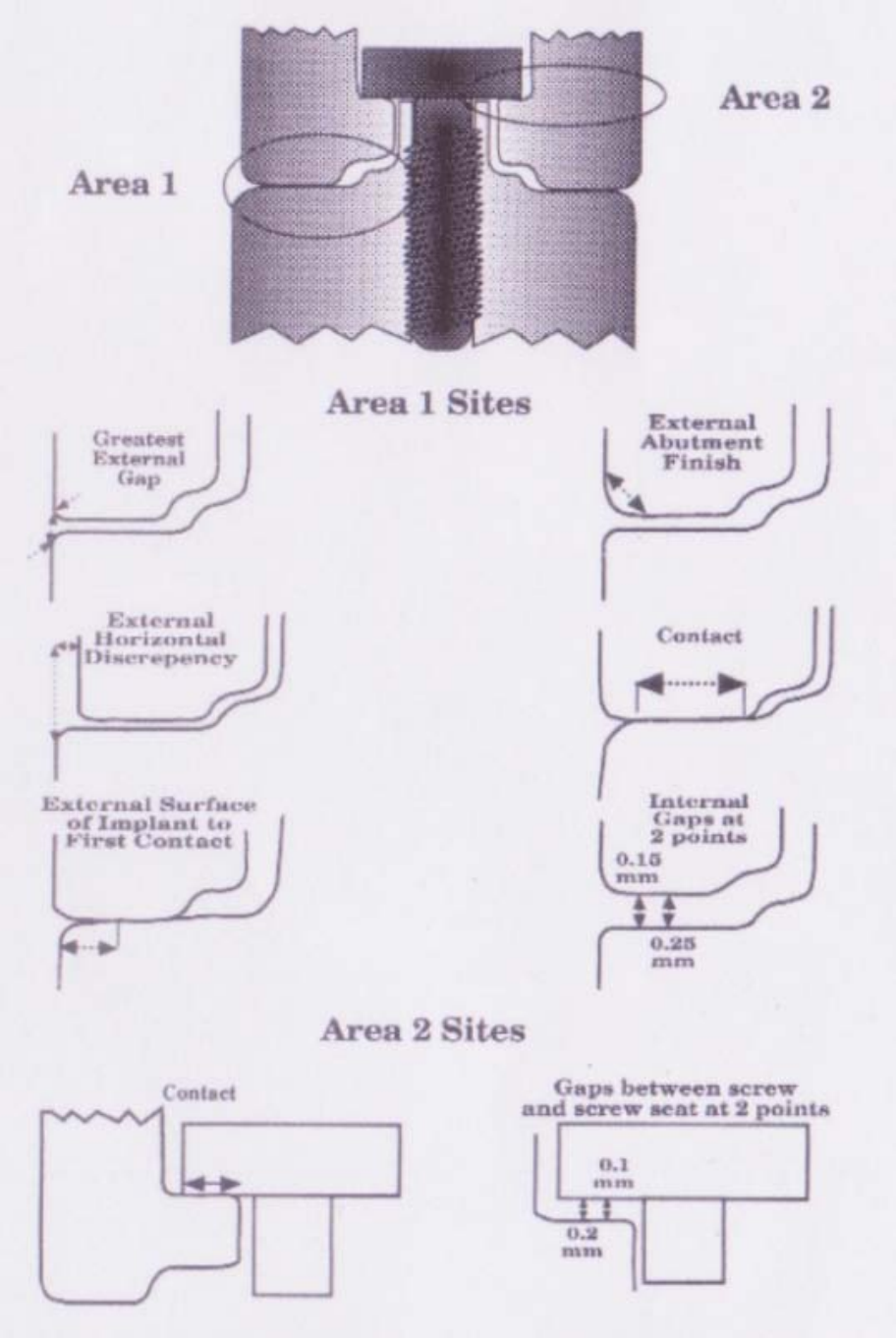


Fig. 74 : Agrandissement sur la connectique entre l'implant et le pilier implantaire. (11)

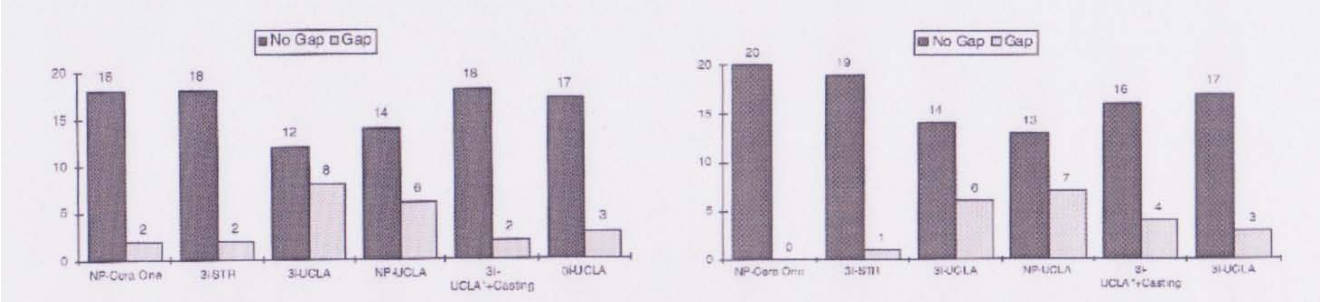


Fig. 75 : Fréquence des espaces entre implants et piliers implantaires préfabriqué trouvés à 0.15 mm depuis la surface externe de l'implant (gauche) et à 0.25 mm (droite). (11)

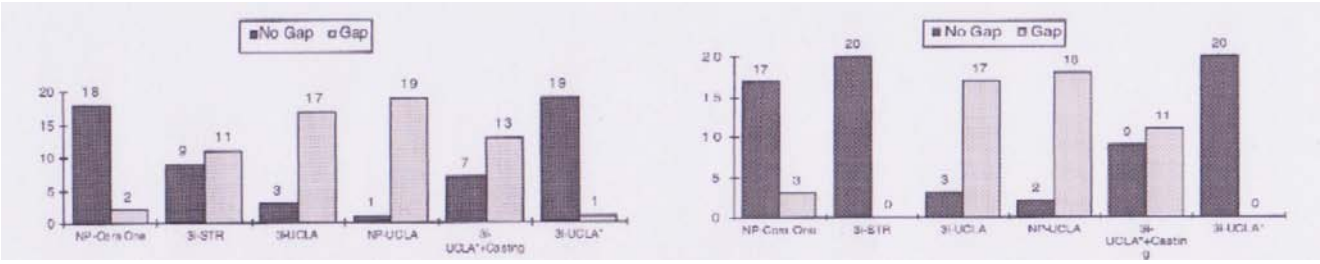


Fig. 76 : Fréquence des espaces entre la vis et son pas de vis trouvé à 0.1 mm depuis la vis (gauche) et à 0.2 mm (droite) pour des piliers préfabriqués. (11)

On se tourne donc vers les piliers réalisés par CFAO (exemple : Procera Abutment, Diazir, les piliers Atlantis d'Astra, usiné par CFAO et qui peuvent s'adapter à plusieurs marques d'implants) (fig. 77).

Fig. 77 : Pilier en zircone obtenue par CFAO. (106)

Deux matériaux sont généralement choisis pour la fabrication de piliers en CFAO: le titane ou la zircone. L'alumine n'a pas été retenue en raison de nombreux échecs dues à ses propriétés mécaniques insuffisantes (fig. 78, 79, 80 et 81).

Fig. 78 : CAO d'un pilier Atlantis (Astra) et création du profil d'émergence. (106)

Fig. 79 : Différents matériaux pour des piliers obtenus par CFAO. (106)

Pilier Atlantis™, titane	Pilier Atlantis™, titane nitruré	Pilier Atlantis™, zircone			
Usiné à partir de lingotins en titane. Alliage de titane 6Al-4V (Grade 5)	Recouvert d'une couche de nitrure de titane (TiN) offrant une teinte chaude de couleur or. Alliage de titane 6Al-4V (Grade 5) Dépôt de nitrure de titane (TiN)	Usiné à partir de lingotins en zircone. Disponible en quatre teintes. Zircone tétragonale polycristale stabilisée à l'ytrium (Y-TZP)			
		teinte 00	teinte 10	teinte 20	teinte 30
		Pour les teintes très claires ou après blanchiments.	Pour les teintes claires ou moyennes, ex. la teinte B1 du teintier Vita.	Pour les teintes moyennes, ex.la teinte A2 du teintier Vita.	Pour les teintes soutenues ou sombres ex. la teinte B3 du teintier Vita.

Fig. 80 : Biomatériaux pour piliers Atlantis (Astra). (106)

Actuellement on va préférer un pilier en zircone dans le secteur antérieur et un pilier titane dans le secteur postérieur.

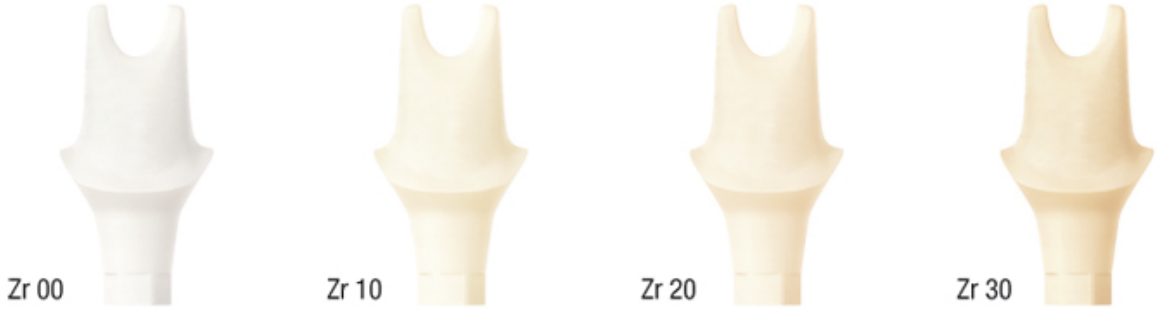


Fig. 81 : Différentes teintes d'un pilier en zircone (Astra). (106)

L'indication pour des piliers en zircone (3Y-TZP pour la plupart) se pose en secteur antérieur, ou la gencive péri implantaire est fine, ou encore dans les cas de sourires gingivaux. Ils peuvent être teintés lors de leurs confections et il existe maintenant des blocs de zircone de plusieurs teintes. Cela permet d'exploiter au mieux les qualités optiques et le mimétisme des couronnes en céramique. De plus, ces caractéristiques optiques permettent de placer la jonction pilier/couronne en zone facilement accessible pour le nettoyage (fig. 82 et 83).

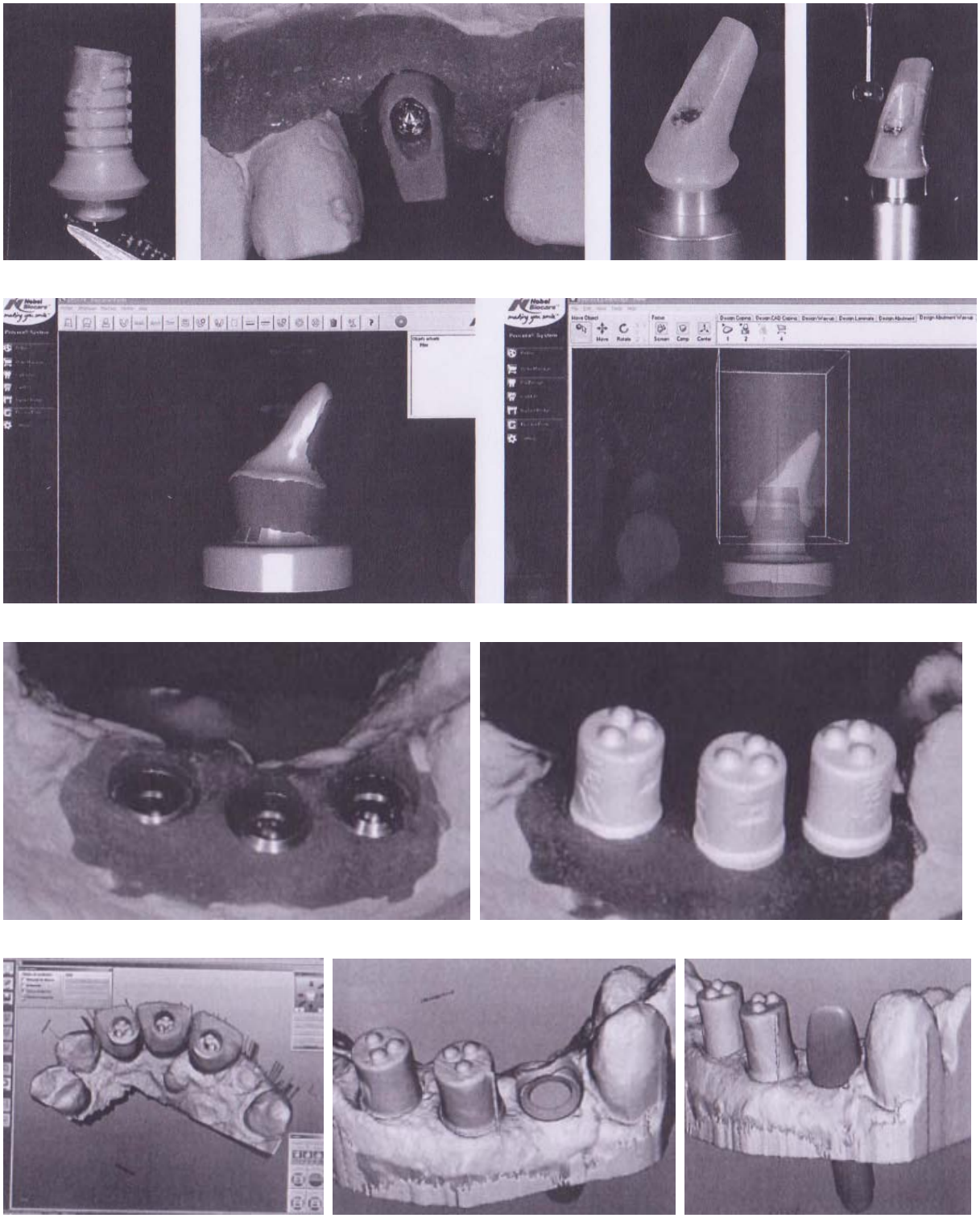
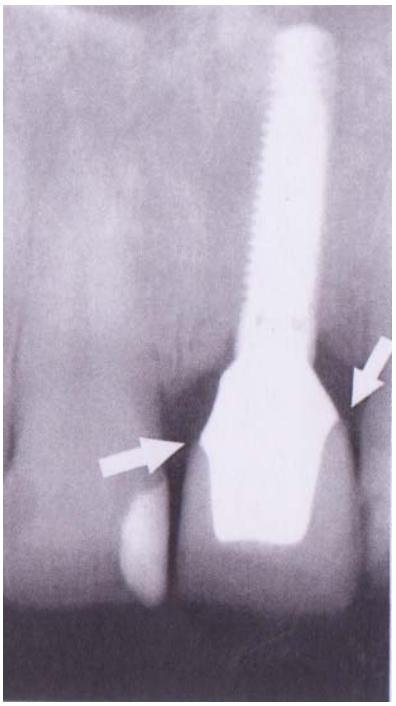


Fig. 82 : Conception assistée par ordinateur d'un pilier en zircone (Procera). (29)



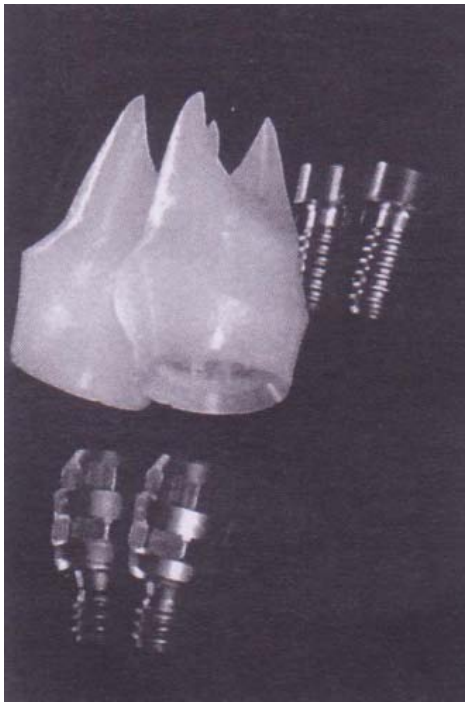


Fig. 83 : à gauche, les propriétés optiques favorables de la zircone permettent de placer la limite pilier/couronne en zone aisément nettoyable.
A droite, un pilier anatomique Cercon Balance. (29)

Cependant, l'interface entre piliers zircone et l'implant est donc une interface Zircone/titane, donc deux matériaux aux propriétés mécaniques différentes. La zircone, plus dure que le titane, risque en cas de micro mouvements d'user le titane de l'implant pouvant ainsi perturber la connectique.

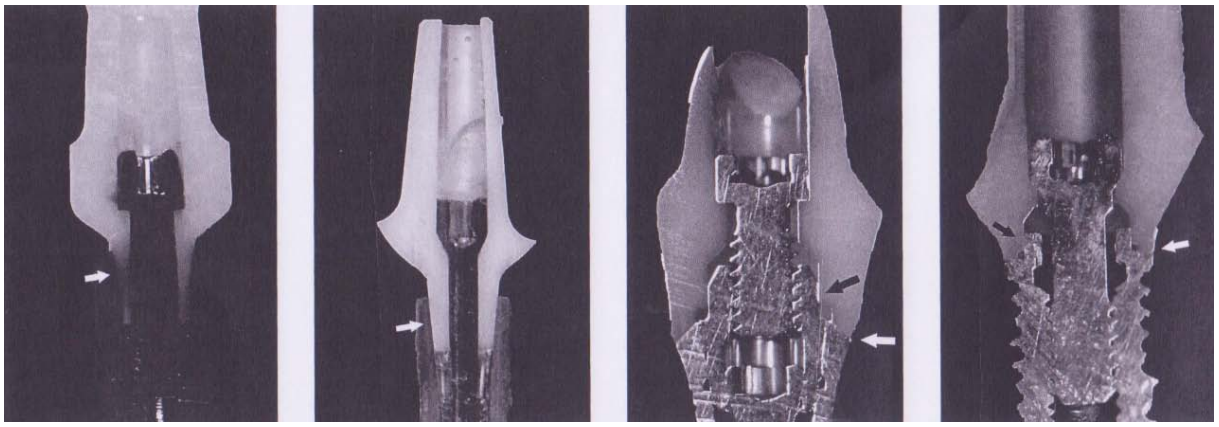


Fig. 84 : Pilier tout zircone avec une connectique pilier/implant de type Zircone/titane interne (Astra, Ankylos) ou externe (Straumann et Nobel Biocare). (29)

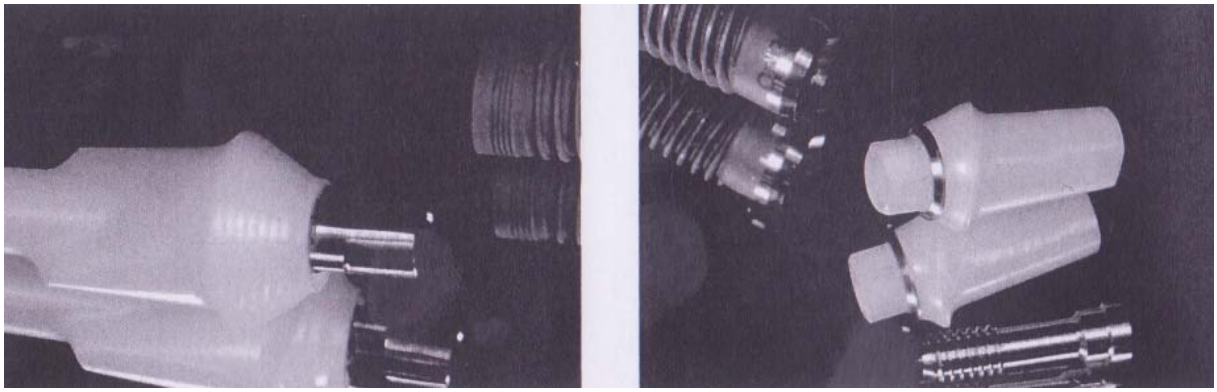


Fig. 85 : Piliers associant zircone et titane, privilégiant une connectique titane/titane totale (pilier Procera pour implant Nobel Replace à gauche), ou partielle (pilier Contour). (29)

Il a donc été créé un système de piliers implantaires en deux étages, assemblant le titane et la zircone. C'est le système CARES qui possède un premier pilier Octa 1,5 en titane à confection interne que l'on visse dans l'implant et une deuxième partie personnalisable par CFAO en zircone elle-même transvissée dans le pilier (fig. 84 et 85).

L'usure entre le titane et la zircone ne se produit qu'au niveau du pilier de transition qui peut être remplacé facilement. En contrepartie, ce système est plus onéreux et crée des hiatus supplémentaires avec des risques d'infiltrations microbiennes.

Le Titane ne réfléchit pas la lumière incidente et provoque un liseré grisâtre disgracieux au travers et autour de la gencive marginale. Cependant, il reste le matériau indiqué pour les piliers postérieurs où les contraintes occlusales se rapprochent des limites de la résistance à la fracture tolérées par la zircone.

Il est également indiqué dans les cas de perturbation de la fonction occlusale présents chez certains patients (bruxisme, para fonctions, malocclusion), ou encore dans les cas d'angulations trop importantes des piliers par rapport à l'implant : au-delà de 30°.

Pour répondre à ce côté inesthétique, certaines marques on crée des piliers en titane nitruré qui se composent d'un cœur en titane et d'une fine couche externe de nitrure de titane, plus esthétique (pilier Gold hue, Atlantis, Astra) (fig. 86).

Fig. 86 : Piliers implantaires en titane nitruré (Atlantis, Astra). (106)

Pour la réalisation d'un pilier par CFAO, il faut préalablement enregistrer la situation clinique de manière classique : empreinte, montage d'un modèle de travail.

Puis, le modèle est scanné et transmit à un logiciel de CAO pour créer virtuellement le pilier qui comprend deux parties :

- L'embase correspondant à la connexion entre le pilier et l'implant. Il existe des banques de données de connexions dans les logiciels de CFAO correspondant à la marque de l'implant et le modèle exact.

- La superstructure que le prothésiste peut concevoir de deux sortes : soit il réalise un pilier en cire sur un élément provisoire vissé sur la réplique de l'implant, puis le scanne pour l'envoyer au centre d'usinage, soit il peut conçoit directement le pilier avec son logiciel de CAO, et peut ainsi contrôler plus précisément les impératifs techniques du matériau (taille, épaisseur, …).

  En effet, le logiciel crée un pilier type idéal calculé informatiquement pour répondre au mieux aux volumes des éléments prothétiques définitifs. Le prothésiste peut retoucher numériquement ce pilier en étant averti en cas de retouches néfastes ou à risques pour le matériau, car le logiciel est réglé pour respecter les caractéristiques du matériau.

  L'ensemble est transmis au centre d'usinage qui se charge de la FAO. Elle s'effectue avec des machines qui usinent des blocs de zircone préfrittées ou de titane sous irrigation permanente et abondante. Ces blocs sont référencés par un code barre. L'usinage commence par l'embase, puis le moignon et le puits de la vis du pilier d'abord, avec des fraises à gros grains, puis avec des fraises à grains fins.

  Biomet 3i a mis en place un système qui permet à partir de la simple empreinte de la situation clinique avec les piliers de cicatrisation Encode (une première empreinte est faite après la chirurgie), l'usinage du pilier implantaire.

  La surface de la vis de cicatrisation comprend des indications qui vont être transmises par le scanner au logiciel de CAO qui va pouvoir déterminer exactement la place de l'implant, sa taille, son type de connectique et pouvoir ainsi réaliser le pilier par CAO puis l'usinage en Titane par FAO (fig. 87).

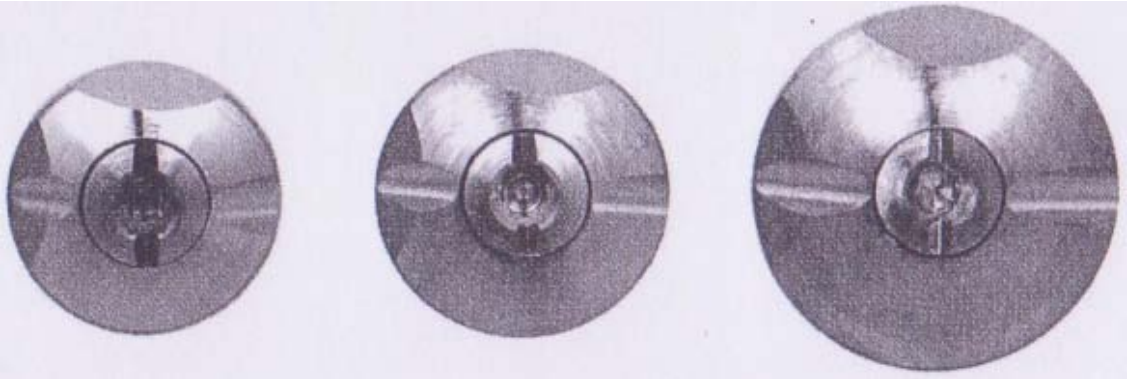


Fig. 87 : Surfaces occlusales des implants 3i Encode. (19)

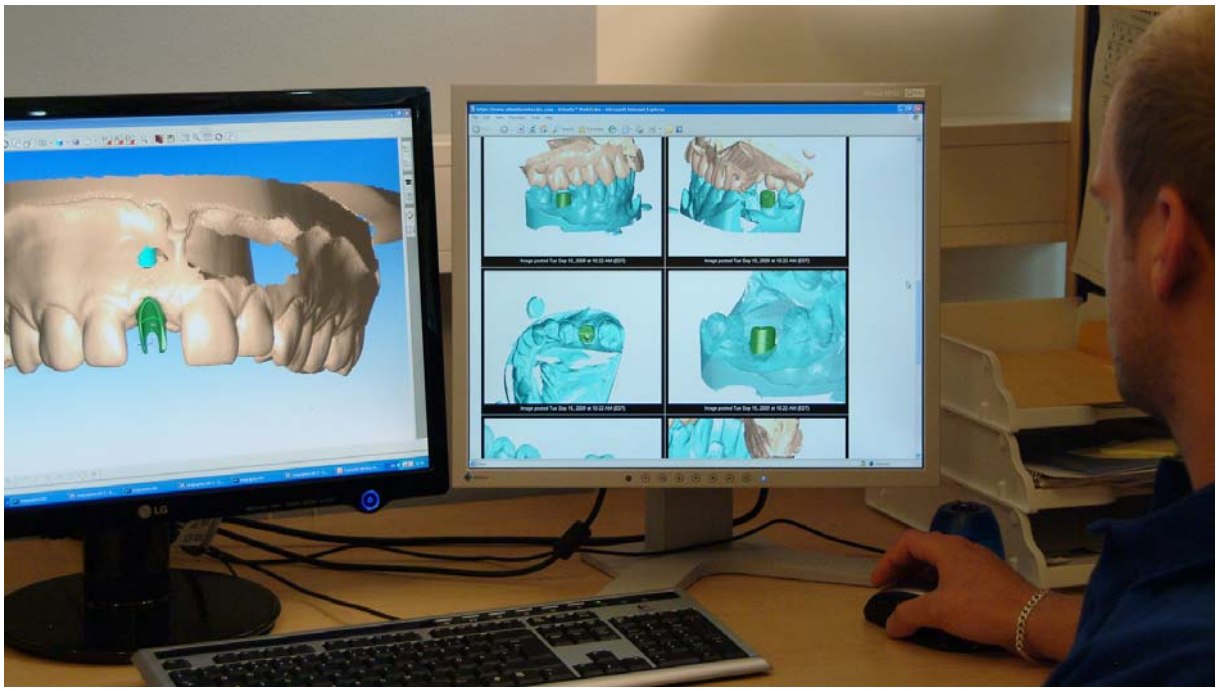


Fig. 88 : CAO des piliers implantaires. (106)

La CFAO des piliers implantaires (fig. 88) permet de contrôler les impératifs techniques des matériaux (forme, volume) mais également d'éviter de retoucher les piliers, ce qui peut être néfaste pour la zircone : risque de fissuration, de fragilisation par changement de phase cristalline, de vieillissement en milieu humide, mais également pour le titane avec des risques de fissuration ; de plus dans le cas d'un pilier en titane nitruré (Gold hue pour Atlantis, Astra), la partie nitrurée étant en surface et en couche fine, une retouche la ferait disparaitre et laisserait apparaitre le titane inesthétique.

2.2 **LES ARMATURES SUPRA-IMPLANTAIRES** (2, 5, 106, 107, 112, 113)

La CFAO permet désormais la production d'armatures supra-implantaires, usinées dans un bloc de titane ou de zircone pure, de grande précision pour les ponts sur implants. La précision est primordiale en raison de l'absence de mobilité des piliers.

L'usinage des armatures à partir d'un seul bloc de matériau biocompatible permet d'éviter certains problèmes (problèmes de coulée, de distorsion des armatures, de soudure, de soudure au laser, de stabilité de l'occlusion, de poids) rencontrés précédemment, avec d'autres matériaux (or, chrome/cobalt, fibre de carbone/graphite).

Ainsi pour une armature de grande étendue, la technique All-in-One ou All-on-Four, réalisée par CFAO permet la production d'une armature en titane commercialement pure usinée à partir d'une seule pièce. Dans ce cas, les piliers étant directement intégrés à l'armature du pont ne sont plus nécessaires.

Il faut préalablement enregistrer la situation clinique en bouche puis couler le modèle avec les répliques des implants en place le plus précisément possible avec une fausse gencive amovible.

Ici on peut réaliser un set-up en résine du futur pont, avec le montage de la future prothèse. Cela permet de donner à l'armature la forme et la taille nécessaire. Sinon on peut scanner la maquette et le logiciel propose l'armature virtuelle la plus adéquate en fonction du montage directeur.

Le modèle est scanné puis traité par un logiciel de CAO, puis l'armature est réalisée par FAO. Comme pour la réalisation d'un pilier implantaire, l'operateur peut, s'il désire créer lui-même la forme de son armature, envoyer un modèle en résine de l'armature qu'il veut faire usiner (fig. 89, 90 et 91).

Fig. 89 : Wax up de l’armature. (2)

Fig. 90 : Armature terminée, replacée sur le modèle. (2)

Fig. 91 : Réalisation de la céramique cosmétique sur l'armature. (2)

On peut noter que grâce à l'existence d'implant vissé (ZIR-ROC) (fig. 92), une fois l'ostéo-intégration obtenue, la réalisation d'une prothèse directement sur l'implant est réalisable par CFAO directe (Cerec).

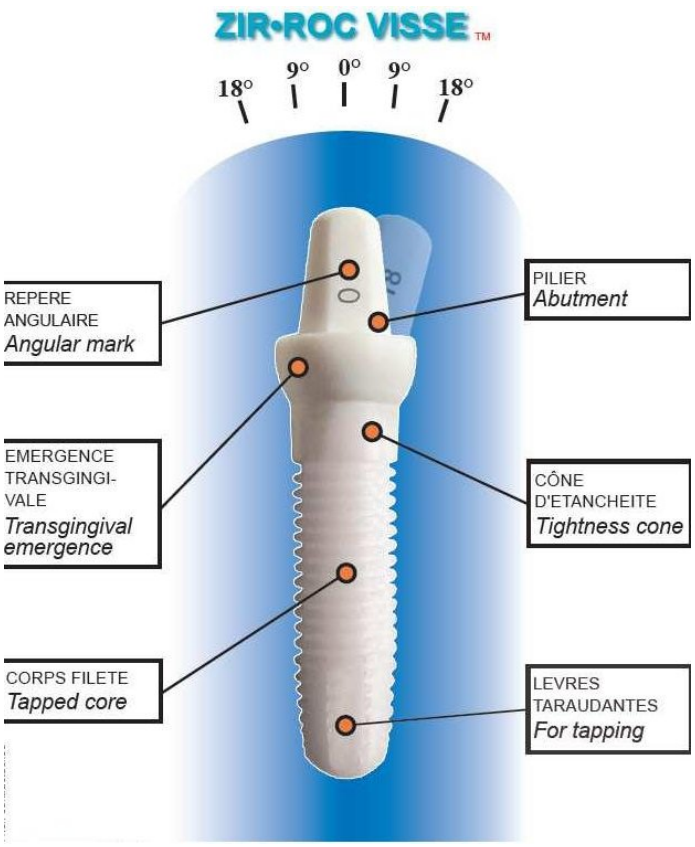


Fig. 92 : Implant ZIR-ROC. (5)

3. PROTHESE ADJOINTE

Délaissé dans un premier temps au profit de la prothèse conjointe, la prothèse adjointe arrive petit à petit dans l'univers de la CFAO.
On peut distinguer en prothèse adjointe, la prothèse adjointe partielle et totale.

3.1 LA PROTHESE ADJOINTE PARTIELLE (68, 98, 99, 100, 108, 109, 110)

Fig. 93 : Système de CFAO pour la prothèse amovible partielle. (107)

Le Dental Lab System de Sensable avec la bras de retour d'effort Phantom Desktop associé au logiciel de CAO Freeform ; commercialisé en France par Byosys.

Source : Sensable

Fig.94. (108)

Fig. 95 : Scanner Ovascan. (68)

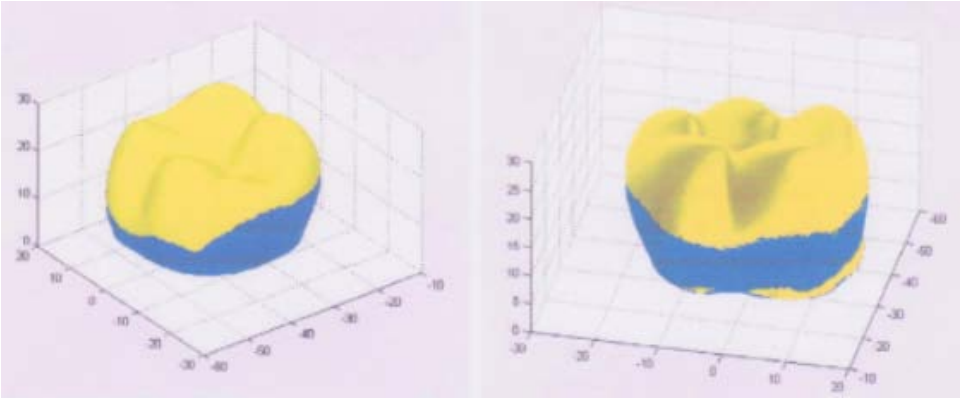


Fig. 96 : programme d'identification de la ligne de plus grand contour et de la ligne guide. (100)

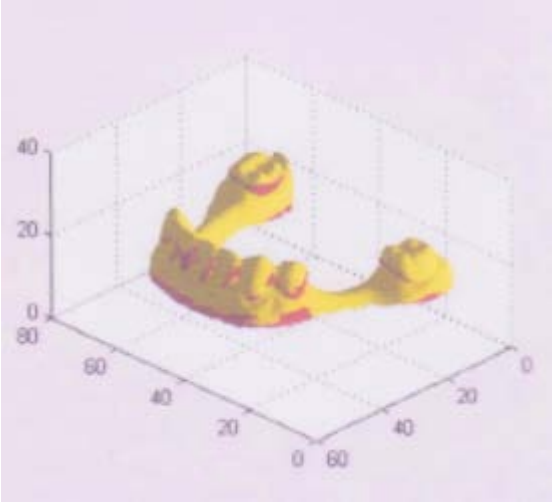
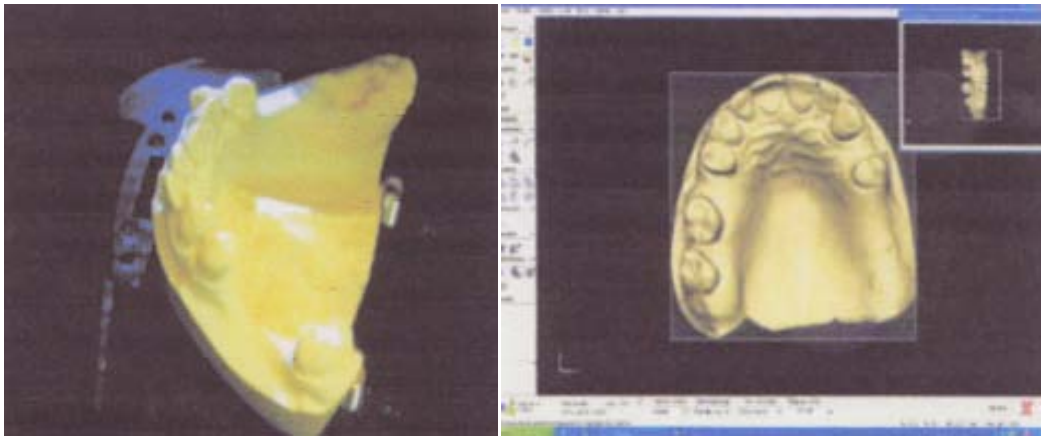
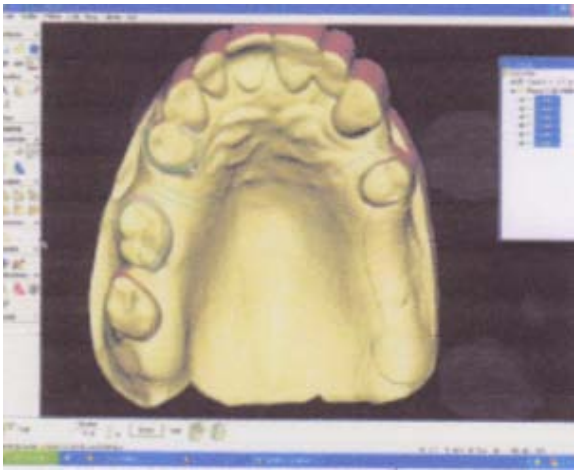
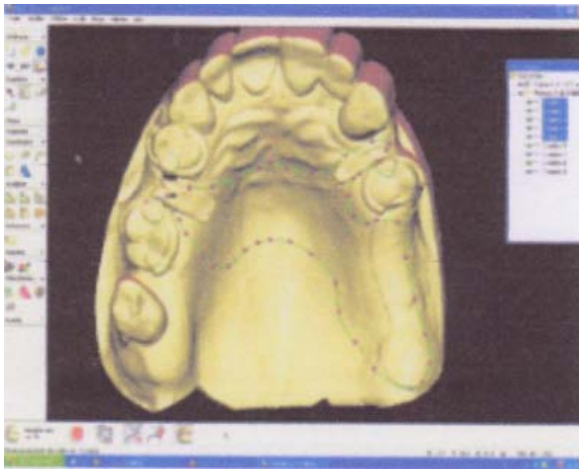
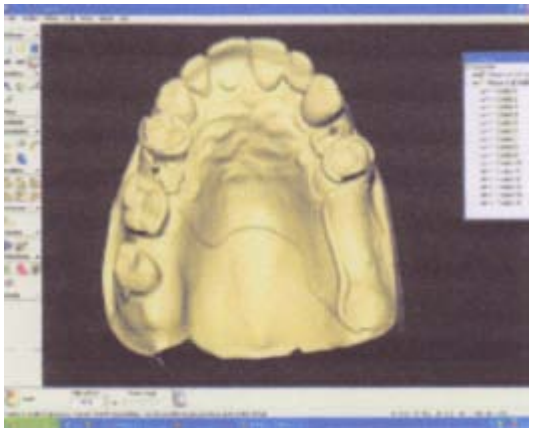


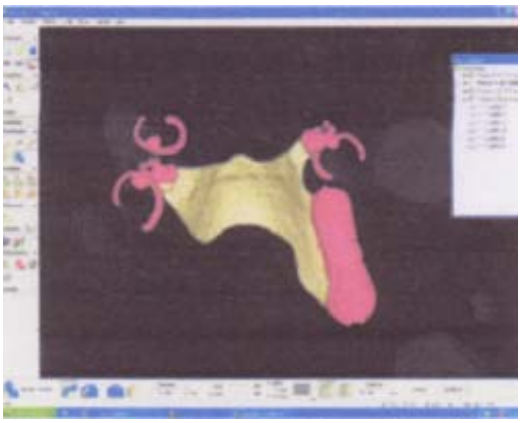
Fig. 97 : zones de contre dépouilles identifiées en fonction de l'axe d'insertion de la future prothèse. (100)

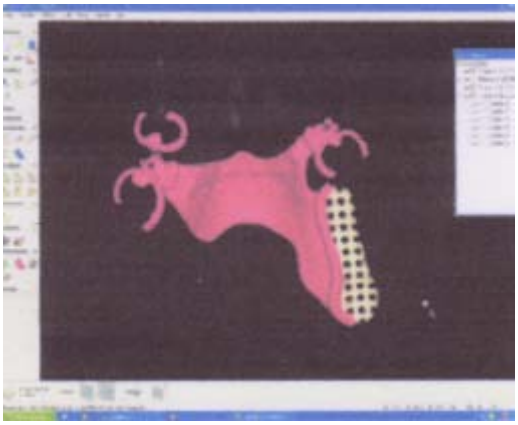












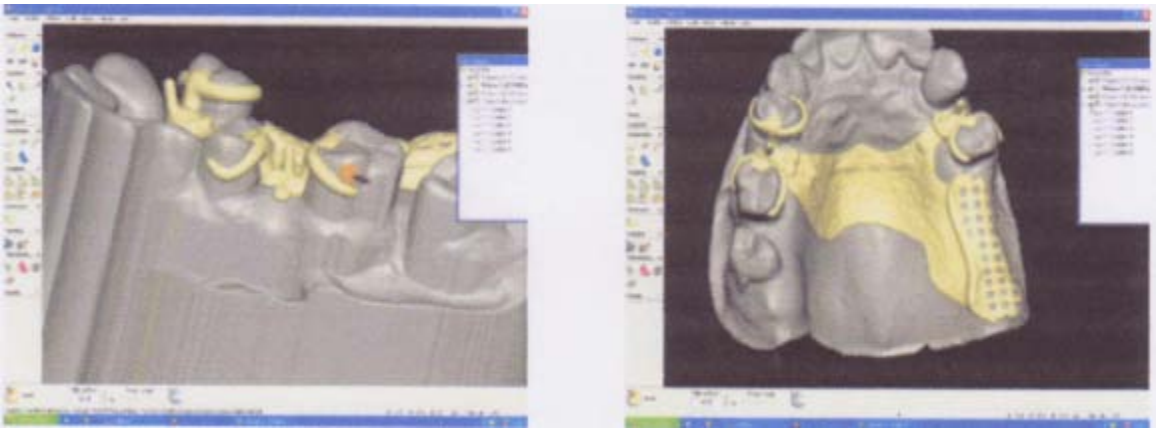


Fig. 98 : Diferentes etapes de la conception assistée par ordinateur de la plaque base d'un stellite par Digistell. (68)

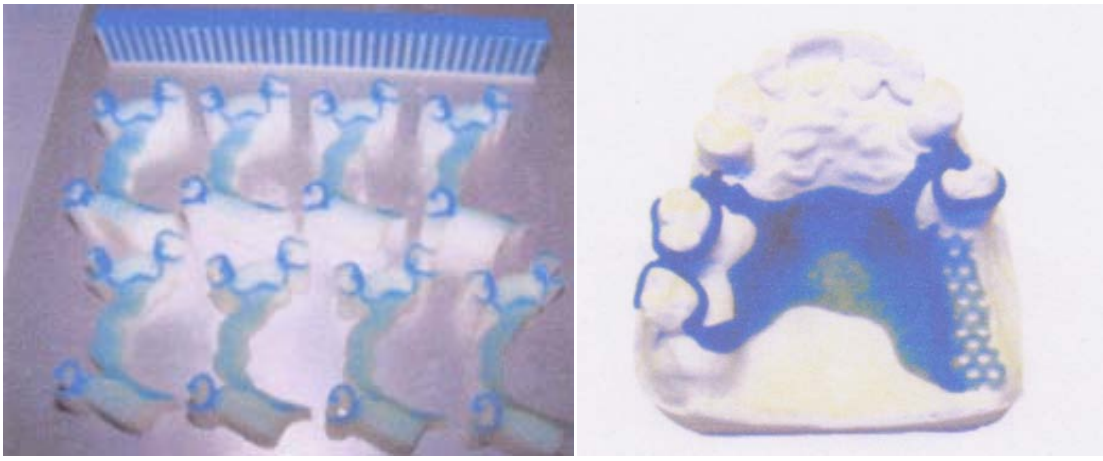
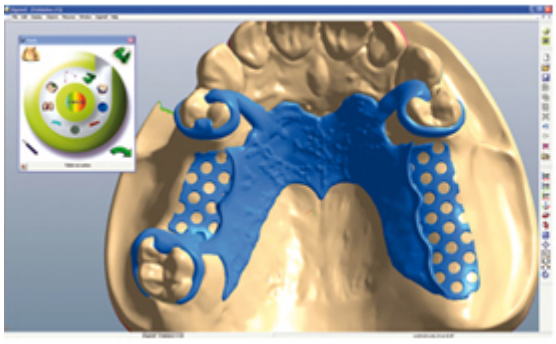


Fig. 99 : Modèles en résine obtenues par la Fabrication assistée par ordinateur. (68)



Nouvelle version
du logiciel Digistell (V2)
pour la conception de
châssis avec une souris
Source : C4W / Digilea SA

Fig. 100. (107)

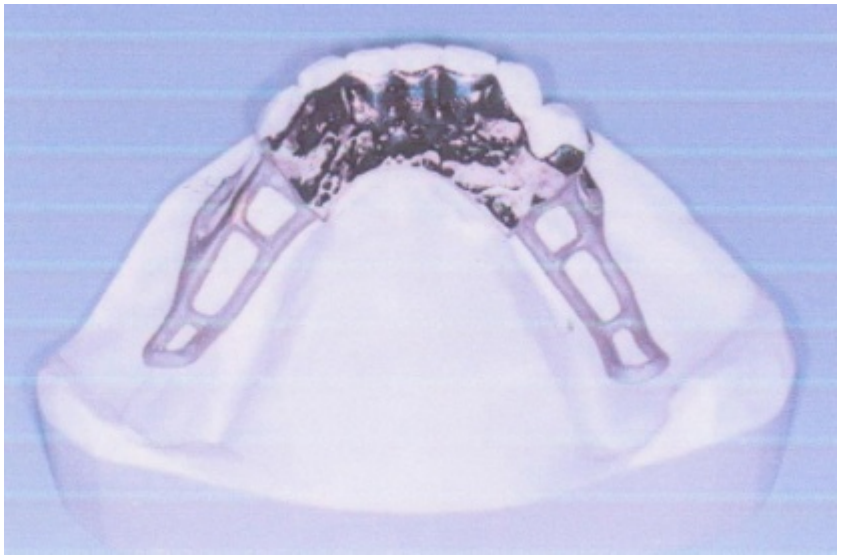


Fig. 101 : Plaque base coulée puis vérifiée en bouche. (99)

C’est David NEGREL qui a en premier développé le « stellite » assisté par ordinateur avec le logiciel Digistell (Digilea et Cynovad) (fig. 93, 96, 97, 98 et 100).

Tout commence par des techniques conventionnelles : empreinte primaire puis secondaire.
Le modèle coulé en plâtre est d’abord scanné (fig.95) (Ovascan, Comet 250 laser) puis on passe à la CAO en trois dimensions dans un fichier au format STL.

On utilise pour la CAO une spatule numérique à retour de force (fig. 94). Cet outil est développé par Sensable Technologie Inc. spécialisée dans les technologies haptiques. Cette technologie permet le transfert des mouvements de la spatule dans un environnement virtuel et, en retour, la sensation de toucher l’objet réellement à travers la spatule.

Comme pour la prothèse conjointe, tous les éléments du châssis métallique peuvent être prédéterminés : épaisseur, diamètre, etc.
De même, des modifications peuvent être apportées, après la proposition du stellite par le logiciel de CAO.

Le logiciel de CAO détermine automatiquement, en fonction de l'axe d'insertion de la future prothèse, les zones de contre dépouilles, les lignes de plus grand contour des dents.

La production de la pièce prothétique peut être réalisée directement au laboratoire ou dans un centre de production externalisé, par impression 3D (imprimante Néo : 12 a 13 éléments en 8 à 9 heures, ou imprimante Envision Tech : 20 éléments en 6 heures).

Les stellites sont imprimés en résine, et peuvent être repositionnés sur le modèle pour un contrôle.

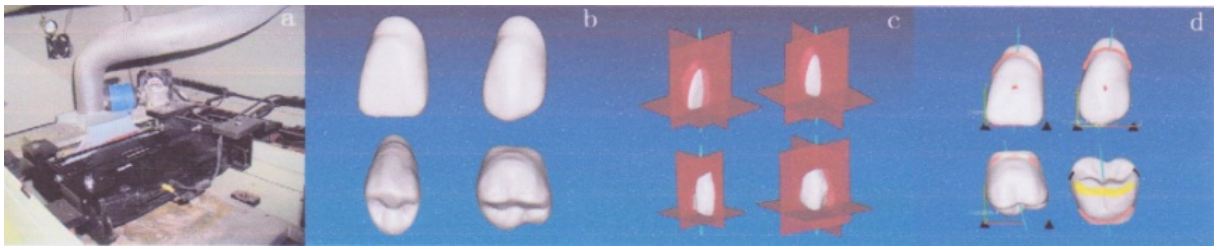
Il ne reste plus qu'à couler les stellites par des techniques classiques et réaliser les finitions (fig. 101).

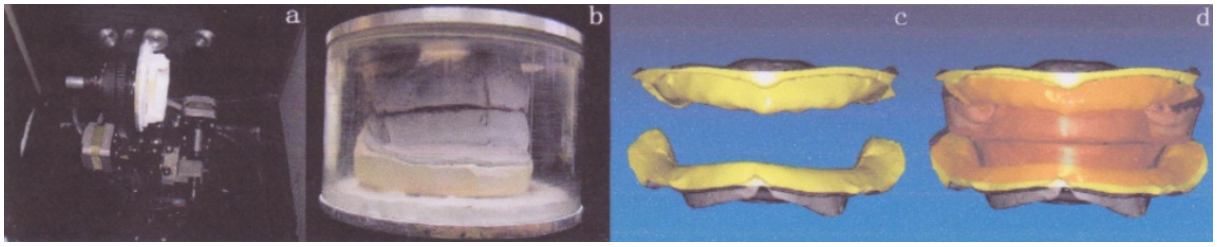
L'intérêt ici, est le gain de temps. En effet il ne faut que 15 minutes pour la CAO avant l'impression.

En cas d'échec, il n'y a qu'à relancer l'impression.

Enfin les économies de matériaux ne sont pas négligeables : 50% pour l'alliage, 75% pour le revêtement (la fourniture représente 20% du prix de revient).

3.2. **LA PROTHESE AMOVIBLE TOTALE** (103)





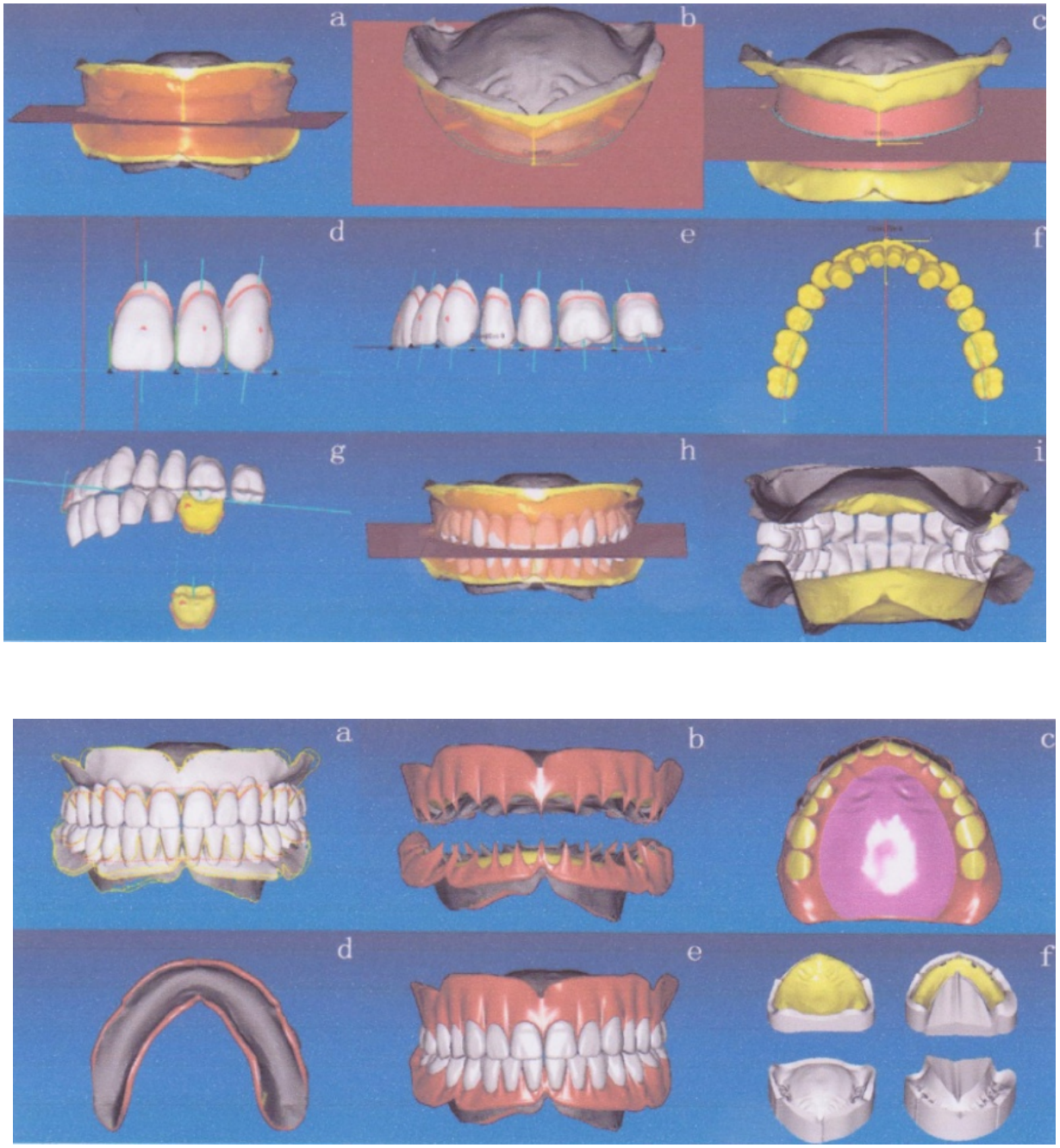


Fig. 102 : Etapes de la conception assistée par ordinateur pour obtenir des prothèses amovibles complètes (maxillaire et mandibulaire). (103)

C’est le secteur pauvre de la CFAO, il y a peu, voire pas de recherche dans ce domaine.
Plusieurs raisons à ces lacunes :

- même si la CAO pourrait être développée, en résolvant les problèmes mathématiques de la complexité entre le positionnement des dents, et le dessin de la plaque base, la FAO reste problématique, surtout au niveau du positionnement des dents sur la résine.

- le coût de revient des appareils réalisés par CFAO serait encore trop important, comparé aux prix de vente des appareils aux patients.

C’est la Chine qui, en raison du grand nombre d’édentés complets que comporte sa population, a réalisé des travaux au centre de recherche universitaire d’ingénierie et de technologie de dentisterie digitale de Pékin. Ils ont réussi à réaliser une prothèse amovible totale par CFAO, qui ne concerne que la plaque base résineuse, les dents sont montées sur cette base par des techniques classiques

Les premières étapes de réalisation comprennent des techniques classiques : empreinte primaire, réalisation d’un porte empreinte individuel, puis empreinte secondaire

Les modèles coulés en plâtre à l’issue de l’empreinte secondaire sont numérisés par un scanner 3D.

Parallèlement, des cires d’occlusions sont réalisées et on enregistre les rapports intermaxillaires de manière conventionnelle.

Puis démarre la partie de CAO proprement dite, le tout étant compressé sous fichier STL (fig. 102).
Tout d’abord, il faut établir graphiquement une base de données de dents artificielles en trois dimensions.

Après la numérisation des modèles issus des empreintes secondaires, il faut numériser les rapports intermaxillaires afin de pouvoir repositionner les arcades.

Puis, il faut réaliser grâce au logiciel de CAO le montage virtuel des dents maxillaires, puis mandibulaires et gérer l’occlusion.

Enfin, une dernière étape consiste à réaliser la plaque base virtuelle

L’ensemble est transféré à une imprimante 3d, ici : Z printer 310 plus, qui va réaliser un appareil complet en un matériau composite haute performance (par la technique de stéréolithographie décrite précédemment).

Il ne restera plus qu’à insérer les dents dans les alvéoles.

Ces techniques ne sont pas encore commercialisables, cependant on peut déjà imaginer, comme pour la prothèse amovible partielle, la réalisation d’une maquette en cire de la plaque base qui pourra ensuite être travaillée de manière conventionnelle, c'est-à-dire réaliser la CAO mais pas une FAO en matériaux définitifs, mais en matériaux transitoires.

4. **FABRICATION DE DIES ET DE MODELES** (107, 110)

Quand la prise d'empreinte optique est faite directement en bouche et que l'empreinte optique est envoyée au prothésiste, celui-ci peut élaborer l'ensemble de la prothèse par un système complet de CFAO (fig. 103).

Cependant, s'il veut réaliser uniquement la chape par CFAO et faire le montage de la céramique cosmétique lui-même, ou encore s'il veut vérifier les mouvements mandibulaires (latéralité, etc.) il ne peut pas le faire avec le logiciel de CAO (cette fonction n'est pas encore réalisable).

Or, il ne possède pas de modèle physique (car l'empreinte est optique).

Modèle physique d'occlusion modelé par fabrication additive à partir d'une modélisation 3D
Source : 3Shape

Fig. 103. (107)

Un modèle peut donc être créé à partir de l'empreinte numérique.

Cependant ces modèles coutent chers et ils ne sont pas fabriqués par le laboratoire mais par un centre délocalisé (Euromax Monaco). Cela rajoute donc un délai pour le prothésiste et le dentiste.

<u>Réflexion sur le chapitre :</u>

Ainsi tout est réalisable par CFAO, du moins hypothétiquement.

En effet, si la CFAO s'intéresse à la prothèse conjointe, la dentisterie restauratrice et la prothèse supra implantaire, elle s'intéresse peu à la prothèse amovible. Cela est due au fait que la prothèse amovible intéresse moins les grands groupes industriels et la recherche. En effet le nombre de patients nécessitant une prothèse amovible va en diminuant et elle est trop peu couteuse comparée au prix d'une machine de CFAO.

Ainsi, peu de laboratoires sont équipés des quelques systèmes de CFAO existants pour la prothèse amovible. La cause est simple : il n'y a pas encore de système complet pour la réalisation de prothèse amovible et la CFAO ne remplace qu'une étape de réalisation actuellement, à savoir le châssis métallique de la prothèse amovible partielle, ce qui, financièrement, est très peu intéressant pour les laboratoires. Ainsi, ce sont surtout les centres externalisés qui possèdent ces machines. Mais peu d'armatures de prothèses amovibles sont réalisées par CFAO, les laboratoires préférant réaliser cette étape de manière classique.

Cependant pour la prothèse conjointe, la dentisterie restauratrice et la prothèse supra implantaire, les avancées sont multiples et de nombreux laboratoires sont désormais équipés de CFAO avec des systèmes complets existants. De ce fait, on peut se demander comment on pourra se passer de la CFAO dans ces domaines.

VII. **CONCLUSION**

Ainsi avons-nous pu voir les possibilités infinies qu'offre la CFAO, tant au niveau de la technique qu'au niveau des matériaux et des indications.

Après avoir passé en revue tous les moyens mis à notre disposition, on se rend compte que nous ne sommes qu'au début de cette révolution et que la CFAO promet un bel avenir pour notre profession.

Cependant, nous ne paraissons plus maitres de notre avenir dans ce domaine, cela principalement dû au fait que l'avenir de la CFAO est géré par de grands et puissants groupes industriels qui ont des raisonnements économiques (exemple : la société D4D a mise au point l'E4D, appareil similaire au Cerec, mais commercialisé par le même groupe qui commercialise déjà le Cerec à savoir Sirona et Schein ; ainsi dans un souci de non concurrence, on risque de ne jamais voir cette machine en Europe…).

La CFAO a encore un bel avenir car de nombreux problèmes restent à améliorer : gestion du guidage (antérieur, latéral, etc.) qui n'est pas encore possible, fabrication de prothèses amovibles à perfectionner, précision dans l'élaboration de teintes différentes sur une même dent avec des caractérisations encore impossibles actuellement autres que par maquillage externe, etc.

Ainsi peut-on imaginer un avenir encore plus fou avec les nanotechnologies et la possibilité de « faire pousser » la prothèse !

Un avenir un peu plus proche se tourne vers une configuration unique généralisée, proche de ce que nous connaissons avec le Cerec, dans les cabinets dentaires avec une intégration totale dans les laboratoires de prothèse et une communication simplifiée entre le dentiste et le prothésiste.

Ainsi le principe de base ne changera pas : il y aura toujours un appareil de prise d'empreinte, un poste de CAO et une machine-outil à commande numérique, mais le dialogue dentiste prothésiste, ainsi que l'ergonomie de chaque élément, seront améliorés.

Encore plus important que les indications de ces techniques modernes, il ne faut pas oublier pour autant que ces techniques ont aussi des limites, et il ne faut pas faire n'importe quoi à nos patients sous prétexte que cela est fait par la CFAO. Nous travaillons dans un environnement bien spécifique (la bouche) avec des éléments particuliers à respecter (dent, gencive, os, salive, etc.), et la CFAO ne permet pas de passer outre.

C'est donc une grande page de notre histoire qui s'ouvre, et étant donné l'évolution croissante de ces techniques, il faut s'y intéresser dès maintenant pour ne pas avoir un retard trop important dans quelques années.

VIII. **BIBLIOGRAPHIE**

1. **ANDERSSON M, CARLSON L, PERSSON M**. accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system.
   Journal of prosthetic dentistry, Aug 1996, 76 (2); p 187-193.
2. **ASSAL P, ASSAL J, ARNAUD C**. La technique All-in-One.
   Revue Mensuelle Suisse Odontostostomatologique, Vol 111 : 6/2001, p713-718.
3. **ATTAL P, FRON H, COUDRAY L**. Céramiques CFAO lesquelles choisir ?
   Information Dentaire 2007 : 279-286.
4. **ATTAL JP, TIRLET G**. La CFAO appliquée à l'odontologie restauratrice et à la prothèse…
   Réalités cliniques, vol 20, N°4, 2009 : p 215
5. **BAILLY F**. L'implant zircone ZIR-ROC vissé et les restaurations tout céramique.
   Stratégie prothétique, vol 37, N°5, Novembre 2007 : p 385-394.
6. **BENNASAR B, FAGES M, MARGERIT J**. La CFAO pour la réalisation des maquettes de fonderie en prothèse fixée.
   Les cahiers de prothèse N° 146, Juin 2009 : p 23-31.
7. **BLONDEELS**. Bridge zircone : du scannage à la stratification.
   Technologie dentaire, N°263, 10/08 : p 28-38.
8. **BOUQUET F, FONTENEAU**. Intégration de la CFAO directe au cabinet dentaire.
   Réalités cliniques, vol 20, N°4, 2009 : p 243-249.
9. **BUSSON B**. Céramique biocompatible de l'avenir : la zircone.
   Technologie dentaire, N°192, 2002 : p 17-22.
10. **BURDAIRON G, ATTAL JP, MOULIN P, COHEN F**. Le titane et ses alliages.
    Les cahiers de prothèse, Mars 1993, 81 : p 91-102.
11. **BYRNE D, HOUSTON F, CLEARY R**, **CLAFFEY N**. The fit of cast and premachined implant abutments.
    Journal of Prosthetic Dentistry, 1998, 80, p184-192.
12. **CAZIER S, CHIEZE JB, HRYCENKO MA**. Place de la CFAO directe en omnipratique. Inlay-Onlay.
    Réalités cliniques, vol 20, N° 4, 2009, 20 : p 219-229.
13. **CHEN HJ, HICKEL R, SETCOS JC, KUNZELMANN KH**. Effect of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD/CAM and pressed-ceramic crowns.
    The journal of prosthetic dentistry, vol 84, N°4, 1999: p 468-475.
14. **CHIEZE JB, CAZIER S, MOUSSALLY C**. Place de la CFAO directe en omnipratique, quadrant, couronne, facette.
    Réalités clinique, vol 20, N°4, 2009 : p 231-242.
15. **COUDRAY L, ATTAL JP**. CFAO ce qui change pour le prothesiste.
    Réalités cliniques, vol 20, N°4, 2009 : p 217
16. **COUDRAY L, TIRLET G, ATTAL JP**. Les matériaux accessibles par CFAO.
    Réalités cliniques, vol 20, N°4, 2009 : p 251-255.

17. **DANIEL X**. Apport du système Cerec InLab à la réalisation de prothèses fixées unitaires et plurales.
Stratégie prothétique, Février 2004, 4 (1) : p 195-206.
18. **DE JAGER N, FEILZER AJ, DAVISON CL**. The influence of surface roughness on porcelain strength.
Quintessence International Dental Material 2000, 16: p 381-388.
19. **DRAGO** J, Two new clinical/laboratory protocols for CAD/CAM implant restorations.
The journal of the American dental association, vol137, Jun 2006: p 794-800
20. **DURET F**. Année 2010. Année CFAO.
Réalités cliniques, vol 20, N°4, 2009 : p 213-217.
21. **DURET F**. La CFAO dentaire, 6 ans après la première présentation au congrès de l'ADF de 1985.
Actualités odonto-stomatologiques, Septembre 1991, n°175 : p431-454.
22. **DURET F, DURET B, PELISSIER B**. CFAO histoire vécue, le temps des pionniers.
Information dentaire, Septembre 2007.
23. **DURET F, DURET B, PELISSIER B**. CFAO le temps des démonstrations.
Information dentaire, Septembre 2007.
24. **DURET F, DURET B, PELISSIER B**. CFAO un futur prometteur.
Information dentaire, septembre 2007.
25. **DURET F, PELLISIER B**. Les différentes méthodes de prise d'empreintes pour la CFAO.
Stratégie prothétique, Novembre 2003, Volume 3, n°5, p343-349.
26. **DURET F, PELISSIER B, DURET B**. Peut-on envisager de faire des empreintes optiques en bouche ?
Stratégie prothétique Février 2005, Volume 5, n° 1, p 67-74.
27. **DURET F, PELISSIER B, FAGES M**. Empreintes optiques et perspectives d'avenir.
Stratégie prothétique, Septembre-Octobre 2010, 10 (4) : p 239-247.
28. **ETIENNE O**. Le tout céramique.
Information dentaire, N°11, Mars 2009 : p522-524.
29. **ETIENNE O, BAIXE S**. Les piliers implantaires en zircone.
Stratégie prothétique, Février 2009, n°9, Volume 1
30. **FAGES M, RAYNAL J, FELENC S, MARGERIT J**. Les endocouronnes, apport de la CFAO directe du Cerec 3D.
Stratégie prothétique, Février 2008, Volume 8.
31. **FAGES M, RAYNAL J, MARGERIT J**. La CFAO directe aujourd'hui, principes généraux.
Information dentaire, N°38, Novembre 2008 : p 2273-2279.
32. **FASBINDER DJ**. Clinical performance of chairside cad/cam restorations.
The Journal of the American Dental Association, Volume 137 (suppl9) September 2006, p 22S-31S.
33. **FASBINDER DJ**. The Cerec system: 25 years of chairside CAD/CAM dentistry.
Journal of the American dental association, Jun 2010, 141, suppl. 2: p 3S-4S.

34. **FASBINDER DJ, DENNISON JB, HEYS D, et al**. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report.
Journal of the American dental association, Jun 2010, 141, suppl. 2: p 10S-4S.
35. **FERRARI JL, SADOUN M**. Classification des céramiques dentaires.
Les cahiers de prothèse, Mars 1995, N°89 : p 17-25.
36. **FRAYSSE O**. Acquisition des données topographiques dans les systèmes de CFAO en prothèse fixes.
Thèse de chirurgie dentaire, 2007 Toulouse n° 2007TOU3305.
37. **GHANDOUR I**. La CFAO révolutionne le monde dentaire.
Stratégie prothétique, Novembre 2008, Volume 8, N°5 : p369-377.
38. **GHRENASSIA C, GUYONNET JJ, AUTHER A, LUCAS, CHABRERON O, SAGNE B, N'GUYEN C, FARRE P, GUIGNES P, ECLASSAN R, SIXOU M**. Le système Cerec enquête de satisfaction patients/praticiens.
Les cahiers de prothèse N°141, Mars 2008 : p 65-72.
39. **GHRENASSIA C, LUCAS S, FARRE P, et al**. Les indications du système Cerec.
Stratégie prothétique, Avril 2008, 8 (2) : p 125-131.
40. **GIORDANO R**. Materials for chairside CAD/CAM produced restorations.
Journal of the American Dental Association. 137 September 2006 Suppl: p 14S-21S.
41. **GOURRIER Y, BONGERT P, LEPAGE K**. Le système DCS Précident.
Stratégie prothétique, Février 2003, 4 (1) : p 17-25.
42. **GRIGGS JA**. Recent advances in materials for all-ceramic restorations.
Dent. Clin. N. Am. 51, 2007: p 713-727.
43. **GUILLAUME A**. Un nouveau matériau : le métal par frittage laser.
Technologie dentaire N° 260/261, Aout / Septembre 2008 : p125-128.
44. **HESS S**. Les inlays en céramique.
Cours de D3, Nancy, Janvier-Février 2009
45. **HICKEL R, MANHART J**. Longevity of restoration in posterior teeth and reason for failure.
Journal of adhesive dentistry, 2001, 3: p 45-64.
46. **KOUBI SA, MARGOSSIAN P, WEISROCK G, LASSERRE JF, FAUCHER A, BROUILLET JL, KOUBI G, TASSERY H**. Restaurations adhésives en céramique : une nouvelle référence dans la réhabilitation du sourire.
Information dentaire, N°8, Février 2009 : p363-374.
47. **KRIEF A**. Couronnes, bridges et facettes Procera, la synthese entre esthetique et fiabilitée.
Information dentaire, N°37, Octobre 2002 : p 2781-2783.
48. **KURDYCK B**. De l'usage du titane en prothèse dentaire.
Information dentaire 1997, 79 (16) : p 1073-1081.
49. **LABORDE G**. Zircone et CFAO : quels changements au laboratoire et au cabinet ?
Information dentaire, N°9 Novembre 2005: p 2477.
50. **LABORDE G, LACROIX P, MARGOSSIAN P, LAURENT M**. Les systèmes céramo-céramiques : actualités et perspectives.
Réalités cliniques, 15 (1), 2004 : p89-104.

51. **LALET P**. La vie d'un cabinet équipé d'un Cerec.
Le fil dentaire, N°41, Mars 2009 : p20-21.
52. **LAUNOIS C**. Les bridges- les prothèses tout céramiques sont elles fiables ?
Quintessence ADF 2008.
53. **LAURENT M, ABOUDHARAM G, LAPLANCHE O, LABORDE G**. Céramique sans armature métallique. Quels procédés pour quelles indications ?
Les cahiers de prothèse, N°119, Septembre 2002 : p 7-16.
54. **LEBRAS A**. Quelle zircone pour quelle prothèse dentaire ?
Stratégie prothétique 2003, 3 (5) : p 351-361.
55. **LECARDONNEL A et G**. Entretien : prothèse : chefs d'entreprise innovants.
Information dentaire, N°29, Septembre 2007 : p 1700-1701.
56. **LEHMANN N**. Le système Procera sur dents naturelles.
Réalités Cliniques, Octobre 2005, vol 26 : p 425-432.
57. **LELIEVRE F, PERELMUTER S**. Les céramo-céramiques.
Dossiers ADF 2005.
58. **MAGNE P, KNEZEVIC A**. Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molar.
Quintessence International, vol 40, N°2, Feb 2009 : p 125-133.
59. **MAGNE P, WILLIAM HD**. Optimisation de la résilience et de la répartition des contraintes dans les facettes en céramique utilisées pour le traitement des incisives fracturées.
Parodont. Dent. Rest. Vol 19, N°6, 1999 : p 543-553
60. **MIARA P, TISSIER S**. Les couronnes céramo céramiques en Procera All-Ceram.
Information dentaire, N°3, Janvier 2001 : p 137-145.
61. **MONTENERO J**. La CFAO indirecte dans un laboratoire de prothèse.
Réalités cliniques, vol 20, N°4, 2009 : p 257-263.
62. **MÖRMANN WH**. The evolution of the Cerec system.
The Journal of the American dental association, 2006, 137: p 7S-13S
63. **MÖRMANN WH, BINDL A**. The Cerec 3- A quantum leap for computer-aided restorations: initial clinical results.
Quintessence International, vol 31, N°10, 2000: p 699-712.
64. **MOUREAU T, BOUHY A, RAEPSAET N, VANHEUSDEN A**. Classification des céramiques selon la nature chimique et le procédé de mise en œuvre.
Revue Belge Med. Dent. Tome 61, N°1, Mars 2006 : p 17-29.
65. **MOUREAU T, VANHEUSDEN A**. La céramique dentaire : son histoire et son développement.
Revue Belge Med. Dent. Tome 61, N°1, Mars 2006 : p 9-16.
66. **MOUSSALLY C, CHIEZE JB, ATTAL JP**. Inlay céramique par CFAO directe.
Information dentaire, N°29, Septembre 2007 : p 1671-1674.
67. **MOUSSALLY C, COUDRAY L, TIRLET G, ATTAL JP**. CFAO ce qui change pour le praticien.
Réalités cliniques, vol 20, N°4, 2009 : p 216.
68. **NEGREL D**. Stellite CAD-CAM, enfin!
Technologie dentaire, N°243, Février 2007: p 33-38.

69. **OTTO T, SCHNEIDER D**. Long-term clinical results of chairside Cerec CAD/CAM inlays and onlays: a case series
International journal of prosthetic odontology, Jan-Feb 2008, 21 (1)
70. **OTTO T**. Computer-aided direct all-ceramic crowns: 4 year results.
In Mörmann WD (ed.) State of the Art of CAD-CAM Restorations, 20 years of Cerec, Berlin: Quintessence International, 2006.
71. **PATEL N**. Integration three-dimensional digital technologies for comprehensive implant dentistry.
The journal of the American dental association, vol 141, Jun 2010: p 20S-24S.
72. **PERELMUTER S**. Evolution du concept « In-Ceram ».
Les cahiers de prothèse, N°83, Septembre 1993 : p 87-93.
73. **POTICNY DJ, KLIM J**. CAD/CAM in-office technology. Innovation after 25 years for predictable esthetic outcomes.
The journal of the American dental association, vol 141, Jun 2010, suppl: p 5S-9S.
74. **POUJADE JM, ZERBIB C, SERRE D**. Céramiques dentaires.
Encyclopédie Médico-chirurgicale, 2004 : 23-065-G-10.
75. **POURREYRON L, FAGES M, JACQUOT B, MOUSSALY C**. Nouvelles techniques de mise en forme de céramiques par CFAO.
Revue de PHU, Février 2008, N°35.
76. **RAIGRODSKI AJ**. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial denture: a review of the literature.
Journal of prosthetic dentistry, 2004, 92, p 557-562.
77. **RAYNAL J**. La dentisterie moderne à l'heure de la CFAO directe par le Cerec 3-3D.
Le fil dentaire, N°33, Mai 2008 : p 20-21.
78. **RAYNAL J**. Reconstitution céramique d'une dent postérieure non vitale, apport de la CFAO directe bio-générique du Cerec 3D.
Stratégie prothétique, Novembre 2007, volume 7, N°5 : p361-369.
79. **RAYNAL J**. Reconstitution d'un angle incisif. Apport du Cerec3-3D.
Stratégie prothétique, vol 6, N°2, Avril 2006 : p 97-106.
80. **REICHELT E**. Possibilités de traitement prothétique avec des structures céramiques CFAO individualisées sur un implant Straumann bone level.
Le fil dentaire, N°33, Mai 2008 : p 24-26.
81. **REKOW D**. Dental CAD/CAM: a 20 year success story.
The Journal of the American Dental Association, vol 137, September 2006: p 5S-6S.
82. **RICHELME J, CASU JP**. Apport de la nouvelle céramique IPS e.max dans les plans de traitement esthétiques.
Stratégie prothétique, vol 17, N°5, Novembre 2007 : p 327-335.
83. **ROCHER P, GUYONNET JJ, GREGOIRE G**. Travail des alliages dentaires.
EMC, Odontologie, 23-360-A-10, 2004.
84. **RUDOLPH H, QUAAS S, LUTHARDT RG**. Matching point clouds limits and possibilities.
International Journal Comp. dent. Apr-Jul 2002, 5 (2-3) : p 155-164.

85. **SAMAMA Y, OLIVIER J**. La prothèse céramo-céramique et implantaire. Système Procera.
Quintessence International, 2002.
86. **SAMAMA Y, OLIVIER J**. Une nouvelle approche dans l'élaboration des céramo-céramiques : le système Procera.
Le fil dentaire, N°3, Janvier 1999 : p 161-171.
87. **SPEAR F, HOLLOWAY J**. Witch all-ceramic system is optimal for anterior esthetics?
The journal of the American dental association, vol 139, Sept 2008: p 19S-23S.
88. **THIRY M**. Le système Cercon
Stratégie prothétique, vol 4, N°1, Février 2004 : p 27-36.
89. **TINSCHERT J, NATT G, HASSENPFLUG S, SPIEKERMANN H**. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine.
International Journal Comp. dent. Jan 2004, 7 (1): p 25-45.
90. **TOUCHSTONE A, NIETING T, ULMER N**. Digital transition, the collaboration between dentist and laboratory technicians on CAD/CAM restorations.
The journal of the American dental association, vol 141, Jun 2010: p 15S-19S.
91. **TREVELO F**. La couronne Procera All-ceram.
Le fil dentaire, N°23, Juin 2004 : p 1505-1513.
92. **UNGER F**. La CFAO dentaire.
Stratégie prothétique, Novembre 2003, 5 (3) : p 327-341.
93. **UNGER F**. La CFAO en question.
Le fil dentaire, N°33, Mai 2008 : p 16-18.
94. **UNGER F**. Innovation zircone et CFAO.
Concept cliniques, ed. SNPMD, Paris, 2006.
95. **VERGNES JN, BLAIZOT A, DARRE L, ARRAL JP**. Revues systématiques de la littérature et méta-analyses.
Information dentaire, N°10, Mars 2009 : p 457-462.
96. **VOLLBRECHT J**. Sirona CEREC Blocs and inCoris.
International journal of computer dentistry. Jan. 2007, 10 (1): p 127-134.
97. **WALTER A, HELFER M, ARCHIEN C**. Comportement in vitro des céramiques dentaires dans le milieu salivaire.
Stratégie prothétique, Mars-Avril 2009, vol 9, N°2 : p 131-142.
98. **WILLIAMS RJ, BIBB R**. CAD/CAM fabricated removal partial denture alloy frameworks.
Practical procedure for aesthetic dentistry, Jul 2008, 20 (6): p 349-351.
99. **WILLIAMS RJ, BIBB R, EGGBEER D, COLLIS J**. Use a CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework.
Journal of prosthetic dentistry, Aug 2006, 96 (2): p 96-99.
100. **WILLIAMS RJ, BIBB R, RAFIK T**. A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying.
Journal of prosthetic dentistry, 2004, 91: p 85-88.
101. **WITKOWSKI S, LANGE R**. Applications de la stéréolothographie dans la technique dentaire.
Revue mensuelle Suisse odontostomatologique, vol 113, Aout 2003 : p 880-882.

102. **YIN L, SONG XF, SONG YL, HUANG T, LI J**. An overview of in vitro abrasive CAD/CAM of bioceramics in restorative dentistry.
International Journal Mach. Tools Manuf. 2006, 46: p 1013-1026.
103. **YUCHUN SUN, PEIJUN LÜ, YONG WANG**. Study on CAD and RP for removable complete denture.
Computer methods and programs in biomedicine, 93, 2009: p 266-272.
104. **ZEBOULON S, RIHON P, SUTTOR D**. Le système Lava.
Stratégie prothétique, Février 2004, vol 4, N°1 : p 7-15.

IX. **ADRESSE URL**

105. 5axes- Free disponible sur: http://5axes.free.fr/ (consulté le 01 octobre 2012)

106. Astra Tech Dental disponible sur: http://www.astratechdental.fr/ (consulté le 01 octobre 2012)

107. CNIFPD guide de la CFAO disponible sur : http://www.cnifpd.fr/guidecfao/index.html (consulté le 01 octobre 2012)

108. SensAble Technologies, Inc disponible sur : http://www.dentsable.com/ (consulté le 01 octobre 2012)

109. Digilea.com disponible sur: www.digilea.com/ (consulté le 01 octobre 2012)

110. Euromax disponible sur: http://www.euromaxmonaco.com/ (consulté le 01 octobre 2012)

111. Ivoclar Vivadent disponible sur: http://www.ivoclarvivadent.fr/fr/ (consulté le 01 octobre 2012)

112. Pour les professionnels du dentaire-Nobel Biocare disponible sur: http://www.nobelbiocare.com/fr/home/ (consulté le 01 octobre 2012)

113. Sirona Dental disponible sur: http://www.sirona.fr/fr/ (consulté le 01 octobre 2012)

114. VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG disponible sur: https://www.vita-zahnfabrik.com/ (consulté le 01 octobre 2012)

X. **THESES DE DOCTORAT**

115. ARAGONES Cyril
Conception assistée par ordinateur (C.A.O) et fabrication assistée par ordinateur (F.A.O) en dentisterie. Utilisation du Cerec 3D en pratique quotidienne.
Thèse de doctorat, Bordeaux : Université Bordeaux II – Victor Segalen, 2006.

116. ISMAEL-DAOUDJEE Hassen
La CFAO en odontostomatologie : conséquences sur la pratique et la formation en 2009.
Thèse de doctorat, Bordeaux : Université Bordeaux II – Victor Segalen, 2009.

UNIVERSITÉ DE LORRAINE

Faculté d'Odontologie

Jury : Président : J.P.LOUIS – Professeur des Universités
Juges : J. SCHOUVER – Maître de Conférences des Universités
R.BALTHAZARD – Assistant Hospitalier Universitaire
E.MOUSSIER- Docteur en Chirurgie Dentaire

Thèse pour obtenir le diplôme D'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

Présentée par: **Monsieur BERMES-KLAINE Rodolphe**

né(e) à: **METZ (Moselle)** le **10 juin 1984**

et ayant pour titre : **«La fabrication assistée par ordinateur en prothèse. »**

Le Président du jury

J.P.LOUIS

Le Doyen
de la Faculté d'Odontologie

J.M. MARTRETTE

Autorise à soutenir et imprimer la thèse 5045

NANCY, le 8 01 2013

Le Président de l'Université de Lorraine

P. MUTZENHARDT

Université de Lorraine - 24-30 rue Lionnois - BP 60120 - 54003 Nancy Cedex – France Tél 33 (0)3 83 58 20 00

BERMES-KLAINE Rodolphe – La fabrication assistée par ordinateur en prothèse.

Nancy, 2013, 111 f. : 103 ill.
Th.: Chir.Dent : Nancy : 2013.
Mots clés : -fabrication assistée par ordinateur
-prothèse
-production des éléments prothétiques
-usinage
-matériaux

BERMES-KLAINE Rodolphe – La fabrication assistée par ordinateur en prothèse.

Th. Chir-Dent : Nancy : 2013.

Depuis plusieurs années, de plus en plus de cabinets dentaires et de laboratoires de prothèses s'équipent de systèmes de conception et de fabrication assistées par ordinateur.
Cependant, peu de chirurgiens-dentistes connaissent l'intérêt et les avantages de ces nouvelles technologies.
Il s'agit ici de traiter les connaissances, les indications et les applications des différentes techniques de fabrication assistée par ordinateur dans les multiples domaines de la prothèse dentaire.
Je parlerai ainsi des moyens mis à disposition pour la fabrication assistée par ordinateur des prothèses dentaires, de la situation de production des éléments prothétiques, des techniques de production numérique et leurs principes de fonctionnement, des divers matériaux utilisables et des indications de la fabrication assistée par ordinateur en prothèse.

JURY Président M.J.P.LOUIS Professeur des Universités
Juge M.J.SCHOUVER Maître de Conférences des Universités
Juge M.R.BALTHAZARD Assistant Hospitalier Universitaire
Juge M.E.MOUSSIER Docteur en Chirurgie Dentaire

Adresse de l'auteur : BERMES-KLAINE Rodolphe
3 rue Lacornée
33000 Bordeaux