HAL open science

La pratique quotidienne de la CFAO en cabinet dentaire. Volume 1, Présentation des matériaux et indications cliniques sur dent naturelle

Cyrine Khedhiri-Derouich

▶ **To cite this version:**

Cyrine Khedhiri-Derouich. La pratique quotidienne de la CFAO en cabinet dentaire. Volume 1, Présentation des matériaux et indications cliniques sur dent naturelle. Sciences du Vivant [q-bio]. 2018. dumas-01961230

HAL Id: dumas-01961230

https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01961230

Submitted on 19 Dec 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.

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

UNIVERSITÉ PARIS DESCARTES

MEMBRE DE
USPC
Université Sorbonne Paris Cité

AVERTISSEMENT

Cette thèse d'exercice est le fruit d'un travail approuvé par le jury de soutenance et réalisé dans le but d'obtenir le diplôme d'État de docteur en chirurgie dentaire. Ce document est 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 toute poursuite pénale.

Code de la Propriété Intellectuelle. Articles L 122.4

Code de la Propriété Intellectuelle. Articles L 335.2 - L 335.10

UNIVERSITÉ PARIS DESCARTES

MEMBRE DE
USPC
Université Sorbonne Paris Cité

UNIVERSITÉ PARIS DESCARTES

FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2018 **N° 058**

THÈSE

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le : 20 juin 2018

Par

Cyrine KHEDHIRI-DEROUICH

La pratique quotidienne de la CFAO en cabinet dentaire. Volume 1, Présentation des matériaux et indications cliniques sur dent naturelle

Dirigée par M. le Docteur Marwan Daas

JURY

Mme le Professeur Marysette Folliguet	Président
M. le Docteur Marwan Daas	Assesseur
M. le Docteur Jean-Claude Tavernier	Assesseur
M. le Docteur Ivan Mester	Assesseur

CC BY NC ND

Tableau des enseignements

DÉPARTEMENTS	DISCIPLINES	PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS	MAÎTRES DE CONFÉRENCES
1. DÉVELOPPEMENT, CROISSANCE ET PRÉVENTION	ODONTOLOGIE PÉDIATRIQUE	Mme DAVIT-BÉAL Mme VITAL	M. COURSON Mme DURSUN Mme JEGAT Mme SMAIL-FAUGERON Mme VANDERZWALM
	ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE		Mme BENAHMED M. DUNGLAS Mme KAMOUN-GOLDRAT Mme LE NORCY
	PRÉVENTION, ÉPIDEMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ ET ODONTOLOGIE LÉGALE	Mme FOLLIGUET	Mme GERMA M. PIRNAY M. TAVERNIER
2. CHIRURGIE ORALE, PARODONTOLOGIE, BIOLOGIE ORALE	PARODONTOLOGIE	Mme COLOMBIER Mme GOSSET	M. BIOSSE DUPLAN M. GUEZ
	CHIRURGIE ORALE	M. MAMAN Mme RADOI	Mme EJEIL M. GAULTIER M. HADIDA M. MOREAU M. NGUYEN
	BIOLOGIE ORALE	Mme CHAUSSAIN M. GOGLY Mme SÉGUIER Mme POLIARD M. ROCHEFORT (PU associé)	M. ARRETO Mme BARDET (MCF) Mme CHARDIN Mme CHERIFI (MCU associée) M. FERRE M. LE MAY
3. RÉHABILITATION ORALE	DENTISTERIE RESTAURATRICE ENDODONTIE	Mme BOUKPESSI Mme CHEMLA	Mme BERÈS (MCU associée) Mme BESNAULT M. BONTE Mme COLLIGNON (MCU associée) M. DECUP Mme GAUCHER
	PROTHÈSES	M. POSTAIRE	M. CHEYLAN M. DAAS M. DOT M. EID Mme FOUILLOUX-PATEY Mme GORIN M. RENAULT M. RIGNON-BRET M. TIRLET M. TRAMBA Mme WULFMAN
	FONCTION-DYSFONCTION, IMAGERIE, BIOMATÉRIAUX		M. ATTAL Mme BENBELAID Mme BENOÎT A LA GUILLAUME (MCF) M. BOUTER M. CHARRIER M. CHERRUAU M. FLEITER Mme FRON CHABOUIS Mme MANGIONE (MCU associée) M. SALMON Mme TILOTTA
	PROFESSEURS ÉMÉRITES	M. BÉRENHOLC Mme BRION M. LASFARGUES M. LAUTROU M. LEVY	M. PELLAT M. PIERRISNARD M. SAFFAR Mme WOLIKOW
Mise à jour le 18 décembre 2017			

Remerciements

À Mme le Professeur Marysette Folliguet

Docteur en Chirurgie dentaire

Spécialiste qualifiée en Médecine bucco-dentaire

Docteur en Sciences odontologiques

Docteur d'État en odontologie

Professeur des Universités, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Qui m'a fait l'honneur de présider ce jury de thèse. Je vous témoigne ma gratitude pour avoir accepté la présidence de ce jury. J'admire votre prodigieuse expérience, votre approche humaine de l'exercice ainsi que vos talents de professeur. Nous nous souviendrons de la qualité de votre enseignement. Veuillez trouver l'expression de nos remerciements les plus sincères.

À M. le Docteur Marwan Daas

Docteur en Chirurgie dentaire

Docteur de l'Université de Metz

Docteur d'État en Odontologie

Maître des Conférences des Universités, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

Praticien hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Pour avoir accepté de diriger cette thèse. Je vous exprime toute ma gratitude pour votre disponibilité et vos conseils. J'espère que ce travail est à la hauteur de vos attentes. Je vous remercie d'avoir éveillé mon intérêt pour la prothèse tout au long de mes études.

M. le Docteur Jean-Claude Tavernier

Docteur en Chirurgie dentaire,

Docteur de l'Université Paris Descartes,

Docteur en Sciences Odontologiques,

Maitre de Conférences des Universités, Faculté de Chirurgie dentaire de Paris Descartes,

Praticien hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris,

Chevalier de l'ordre national du mérite,

Officier de l'ordre des palmes académiques.

Je tiens à vous remercier d'honorer ce travail et de votre attention en acceptant de participer à notre jury de thèse. Veuillez croire en l'expression de ma profonde reconnaissance et de mon profond respect.

À M. le Docteur Ivan Mester

Docteur en Chirurgie dentaire

Assistant hospitalo-Universitaire, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

La confiance, la compréhension et la patience dont vous avez fait part, témoigne de la considération que vous portez aux étudiants. J'ai beaucoup appris à travailler avec vous durant ces dernières années. Je vous prie d'accepter mes considérations les plus distinguées.

A mon **Papa Ali Khedhiri**, les mots ne seront jamais assez forts pour te remercier de tout ce que tu as pu faire pour moi.

Je suis chanceuse d'avoir un papa aussi parfait que toi, un papa qui m'a comblé d'amour de joie et de bonheur. Je te remercie de m'avoir inculqué les vraies valeurs de la vie et d'avoir toujours été là pour moi.

Tu es celui qui m'a donné des ailes et qui m'a faite sentir toute puissante, tu es mon protecteur, mon pilier ma force. Je t'aime mon papa d'un amour inconditionnel.

A ma **Maman** qui a toujours su me conseiller et me réconforter y compris dans les moments les plus difficiles. Tu es toujours positive et prête à m'aider avec une énergie transcendante. Tu es une maman parfaite, un modèle de protection, un guide, une force réconfortante. C'est en grande partie grâce à toi que j'ai pu concilier ma vie de maman et d'étudiante. Merci maman pour tous les sacrifices et pour l'amour que tu m'as donné. J'espère un jour pouvoir être la maman formidable que tu as été pour moi.

A mon **Kamoun**, ma moitié, tu es l'homme fidèle et respectueux et digne que j'ai toujours rêvé de rencontrer. Tu es mon héros, un homme ambitieux qui a réussi en se construisant seul malgré les difficultés de la vie. Je suis tombée amoureuse de l'homme intelligent et doué que tu es, tu as des qualités rares et je suis tellement fière d'être ta femme.

Du premier regard tu as été une évidence pour moi, j'ai su que tu allais être le père de mes enfants et mon compagnon de tous les jours. Notre histoire est si merveilleuse et magique, grâce à toi je peux fermer les yeux, m'envoler et partir loin dans tes bras.

Je te remercie du soutien que tu m'as apporté, tu as tout fais pour me rendre la vie agréable et avec toi je n'ai peur de rien.

De notre amour nous avons fondé notre petite famille et ensemble rien ne pourra nous atteindre car nous somme une seule et unique force.

Je t'aime pour la vie, mon amour à moi.

A mon **Yoyo** d'amour, fruit d'un amour, tu es mon trésor inestimable qui a transformé ma vie et me donne un courage et une force extraordinaires pour avancer dans la vie. Tu es notre rayon de soleil à moi et ton papa.

A **INES** ma sœur, ma confidente bienveillante. Ta force m'impressionne, tu avances dans la vie avec un optimisme impressionnant et tu ne baisses jamais les bras. Nous sommes tellement différentes mais cela ne nous a jamais empêchés de très bien nous entendre.

A **Onss**, ma petite princesse pleine de rêves et de douceur qui a toujours su m'encourager.

Toujours de très bonne humeur et là pour aider tout le monde. Tu es une merveilleuse tata pour Youssef, Assil et Siwar.

A **Aziz** mon petit frère rêveur, j'espère que tu réussiras dans la vie. Je t'ai souvent bousculé mais tu le sais c'est pour ton bien.

A **Hassen** mon beau-frère, celui qui est toujours de bonne humeur et souriant.

A ma grande famille en Tunisie que j'aime tant, malgré la distance vous serez toujours dans mon cœur.

Une grande pensé à mon grand-père Taher Maghroum et ma grand-mère Nejia Chalghoumi, même si je ne l'ai pas montré votre disparition m'a énormément affecté et je pense à vous tous les jours, vous êtes mes anges à moi.

A **Marie et Joseph**, vous avez toujours été là pour moi sur Marseille, je savais que je pouvais toujours compter sur vous.

A **Samia** et **Hakima**, les rayons de soleil de Colombes.

A **Samer**, tu es celui qui m'a bien fait rire à Colombes, ne change pas.

A **Kaouther**, tu es une personne formidable qui est toujours la quand on a besoin de toi.

A **Janani,** mon binôme de thèse avec qui nous n'avons jamais baissé les bras malgré les problèmes rencontrés.

A **Milena**, je n'oublierais jamais la première année de médecine passé ensemble, je t'espère tout le bonheur du monde à toi et ta petite famille

A **Hadile**, **Linda** et **Mina** mes copines dentaire de Marseille, nos chemins se sont séparés en cours de route mais vous resterez à jamais gravé dans mon cœur.

Table des matières

Introduction **3**

1 : Les premiers pas de la CFAO **4**

1.1 L'esquisse de la CFAO 4

1.2 Consécration et début de la CFAO 4

1.2.1. Progrès à partir de 1990 jusqu'au 21ème siècle 4

1.2.2. Innovation dans le domaine des matériaux. 5

2 : Les différentes techniques **6**

2.1 La CFAO : les grands principes 6

2.1.1. Généralités 6

2.1.2. Composition de la CFAO : la CAO et la FAO 6

2.1.3. Unité de travail 7

2.2 Technique directe 8

2.3 Technique semi-directe 10

2.3.1Généralités 10

2.3.2 Chaîne numérique 11

2.3.3 Protocole 12

2.4. Technique indirecte 13

2.4.1 Généralités 13

2.4.2 Machines d'usinage 14

III : Les céramiques et composites usinables en CFAO **17**

3.1 Objectifs 17

3.2 Méthodologie 17

3.3 Céramiques usinables par CFAO 18

3.3.1 Définition 18

3.3.2 Classification 19

3.3.3. Les céramiques à haute teneur en verre 20

3.3.4. La céramique infiltrée 25

3.3.5. Céramique à base d'alumine infiltrée de verre 31

3.3.6. Les céramiques polycristallines 32

3.4 Les composites usinables par la CFAO 43

3.4.1 Généralités 43
3.4.2 Propriétés des composites 43
3.4.3 Indications des composites usinables par CFAO 45
3. 5 Les matériaux hybrides en CFAO 45
3.5.1. Le Lava™ Ultimate de 3M Espe™ 47
3.5.2. L'Enamic® de Vita™,PICN (polymer infiltrated ceramic network material) 48
3.5.3. Le Cerasmart™ de GC™, en 2014 52
Conclusion 55
Bibliographie 56
Table des figures 61
Table des tableaux 62

Introduction

Depuis quelques années la Conception et la Fabrication Assistées par Ordinateur (CFAO) connait un essor considérable et devient un des éléments incontournables de la profession.

Elle permet d'améliorer les traitements proposés aux patients, les rendre plus prévisibles, plus confortables, plus esthétiques, plus biologiques.

Cependant l'évolution rapide, la diversité des systèmes, des matériaux et des restaurations peuvent être un frein au praticien et l'empêcher de franchir le pas vers cette dentisterie numérique.

Du fait de la richesse de la littérature sur la CFAO, une seule thèse ne suffirait à décrire l'ensemble des nouvelles techniques.

L'étude se limitera aux critères de choix des matériaux céramiques et composites et à leurs différentes propriétés dans le cadre d'une réhabilitation prothétique fixée par CFAO sur dents naturelles, après avoir rappelé les notions générales de la CFAO.

L'objectif est de réaliser une synthèse des matériaux les plus usinés en CFAO répondant à la problématique suivante : Quelles sont les propriétés et indications des composites et céramiques usinables par CFAO dans le cadre d'une restauration prothétique sur dent naturelle ?

1 : Les premiers pas de la CFAO[1][2][3][4]

Les débuts de la CFAO remontent aux années 1950.

1.1 L'esquisse de la CFAO

Dans les années 70, de jeunes étudiants en master à la faculté des sciences de Lyon s'intéressent aux évolutions numériques et notamment à l'imagerie 3D.

Avec l'aide précieuse de M. Dumas, et de la richesse de toutes ses recherches antérieures, François Duret procède à l'écriture d'une thèse de 2ème cycle et la publie en 1973, « EMPREINTE OPTIQUE » et énonce les grands principes de la CFAO dentaire. C'est du renouveau dans le domaine dentaire, jusque-là la CFAO et l'empreinte optique n'étaient qu'une ébauche imaginaire non concrète. Cette thèse est la base de toutes recherches qui se feront par la suite dans la CFAO. Dans sa thèse François Duret présente un premier prototype d'une caméra intrabuccale.

Parallèlement à ses recherches au sein de la faculté, François Duret fait la connaissance de l'ingénieur Jean Louis Blouin qui lui permet de concevoir la première caméra de digitalisation. Cette caméra lui permet de compléter son prototype pour réaliser des clichés.

Les années 70 se terminent alors par une pause dans l'évolution de la CFAO et le début des années 80 marque l'ouverture de diverses expérimentations dans ce domaine.

La CFAO dentaire franchit une nouvelle frontière en 1985 avec la présentation à l'ADF.

François Duret s'entoure de 8 ingénieurs et de son oncle dans la réalisation d'une couronne sur une prémolaire (45). Il réalise la préparation au scellement direct en bouche en passant par la prise d'empreinte, la modélisation par ordinateur et l'usinage par la machine à outils. Il présente tout ceci en direct à l'ADF à moins de 4 mètres de ses confrères : il s'agit d'un exploit accompli après tant d'années de travail.

1.2 Consécration et début de la CFAO

1.2.1. Progrès à partir de 1990 jusqu'au 21ème siècle

A partir des années 1990 les congrès dédiés à la CFAO se multiplient. On peut citer l'exemple du congrès IDS en 1992 qui a consacré une grande partie de ses stands à la CFAO et à ses chercheurs. Une

[1] Bartala et Duret, *La CFAO appliquée*.
[2] Landwerlin, *L' empreinte optique intra-buccale : et ses applications au cabinet dentaire*.O. Landwerlin,
[3] Unger, Duret, et lebras, *Concepts cliniques en innovation zircone et CFAO*.
[4] Soenen, Pia, et Emmanuel, « Empreintes conventionnelles versus empreintes optiques pour restaurations céramo-céramiques. »

des illustrations du progrès de la CFAO dentaire est la commercialisation de plus de 25000 machines CEREC depuis sa création. La Société SIRONA ne s'arrête pas à ce modèle.

L'arrivée du 21ème siècle se traduit par la commercialisation de modèles destinés aux laboratoires de prothèses. Ce sont des systèmes complètement fermés, lisant directement des modèles en plâtre, ils sont de plus en plus performants. La société DCS qui investit pour le matériel des laboratoires de prothèses présente un centre usinage tenant seulement dans une pièce et travaillant 24h sur 24. Ce type d'outils est plus efficace, apporte une meilleure rentabilité et diminue le coût de la main d'œuvre. Les prothésistes ne pouvaient en voir que des avantages.

1.2.2. Innovation dans le domaine des matériaux.

Il va falloir attendre le 21ème siècle pour les découvertes dans le domaine des matériaux. On assiste à l'apparition du matériau du siècle : la ZIRCONE dans toutes ses formes. L'avantage de la zircone est de pouvoir réaliser les armatures blanches. Mais elle ne peut être usinée que par la CFAO. Sa commercialisation augmente de plus en plus depuis sa découverte et les laboratoires de prothèses s'y intéressent énormément. Face à la demande croissante des chirurgiens-dentistes, les laboratoires s'en équipent à environ à 60% en France.

Les matériaux à cette époque étaient toujours usinés par soustraction (élimination par petite partie du matériau d'origine pour concevoir la prothèse). Les chercheurs décident de tester alors une nouvelle méthode, l'usinage par addition. Utiliser un laser leur permet de fusionner différentes parties du matériau. Cette nouvelle forme d'usinage concerne notamment le titane, cobalt – chrome ou encore certaines céramiques. Cette technique d'addition est aujourd'hui utilisée en prothèses amovibles.

Outre les matériaux, la CFAO devient également importante dans le monde de l'implantologie notamment après la découverte du Cône beam en 2005.

La CFAO a soufflé un vent de renouveau dans la pratique traditionnelle de la dentisterie et nous allons voir dans la partie suivante les techniques qui permettent de pratiquer la CFAO proprement dite.

2 : Les différentes techniques

2.1 La CFAO : les grands principes

2.1.1. Généralités

La CFAO en odontologie est un ensemble de techniques qui permet de simplifier la réalisation de certains actes cliniques à l'aide d'un protocole précis.
Elle peut commencer dès le premier examen clinique. En effet, l'empreinte optique des arcades permet de visualiser le modèle d'étude sur ordinateur. Cette forme de travail permet de montrer au patient les différentes étapes cliniques et d'amorcer ainsi une meilleure acceptation du projet prothétique.
La CFAO intervient ainsi dans **toutes les étapes de la réhabilitation prothétique**, de l'examen clinique à la fabrication de la restauration finale.
C'est une innovation en plein essor, avec plusieurs avantages.

2.1.2. Composition de la CFAO : la CAO et la FAO

La CFAO est une combinaison de la CAO (Conception Assistée par Ordinateur) et de la FAO (Fabrication Assistée par ordinateur).

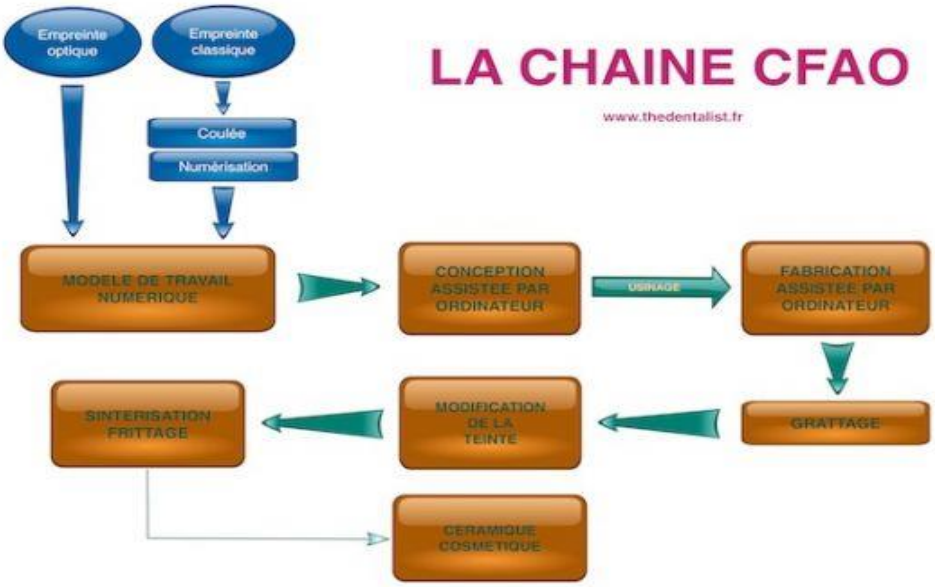
- La CAO permet de concevoir virtuellement sur un support réel le projet prothétique. Elle se substitue aux maquettes en cires réalisées par le prothésiste. Les logiciels modélisent en 3D, les futures pièces prothétiques.
- La FAO permet la matérialisation de la pièce prothétique. C'est une unité de fabrication pilotée par un ordinateur (avec les données enregistrées de la CAO). Il est ainsi plus facile d'usiner la pièce prothétique.

2.1.3. Unité de travail

Tous les systèmes de la CFAO comportent trois unités de travail.

- Un système de numérisation : C'est la transformation d'un élément physique en données numériques. Ces dernières sont enregistrées sur un ordinateur. Cette étape peut être réalisée au cabinet ou au laboratoire.
- Un logiciel de modélisation : Les données sont traitées par un logiciel qui conçoit informatiquement la future pièce prothétique.
- L'unité d'usinage : cela comprend une unité de production avec pour commande des données informatiques issues du logiciel. C'est l'étape de la FAO.

Figure 1 : La chaine numérique de la CFAO

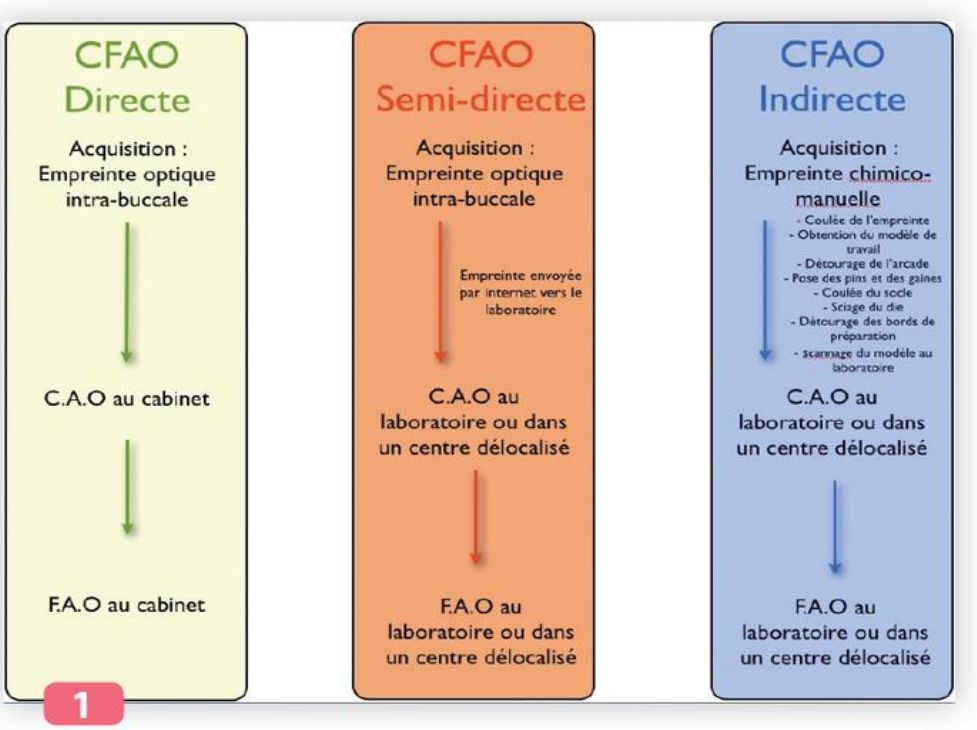


Source : The dentalist, « Qu'est-ce que la zircone », 2016

La CFAO se décline en trois techniques : **La CFAO directe, indirecte et semi-directe**. Cette distinction se fait en fonction de la localisation de l'unité de fabrication.

Cette dernière se trouve au fauteuil, au laboratoire ou dans un centre délocalisé.

Figure 2 : Les différentes techniques de CFAO



Source : Normand Petit, « Extraction/Implantation mise e esthétique immédiate en CFAO : à propos d'un nouveau protocole », 2015

2.2 Technique directe

La CFAO directe est une véritable révolution numérique. Elle permet la conception et la fabrication d'éléments prothétiques en une seule séance clinique.

Les trois composantes de la CAO /FAO sont présentes au cabinet :

- La caméra numérique
- Le logiciel
- La machine d'usinage.

En France, 1,6 % des praticiens sont équipes en CFAO directe[5]

[5] Tanrattana, Para, et Jordan, « Restaurations coronoradiculaires des dents dépulpées par endocouronnes ».

En anglais, le terme utilisé est Chairside Cad-Cam.

Figure 3 : Le flux numérique en CFAO directe

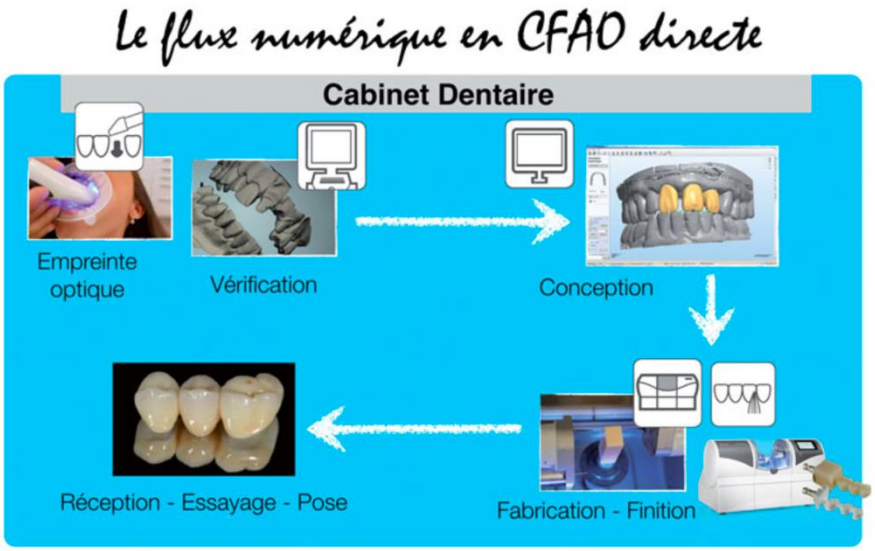


Fig.2 : Flux numérique en CFAO directe

Source : Arcaute et Nasr, « CFAO au cabinet dentaire : le matériel disponible en 2017 », 2017

L'outil clef de cette technique est la caméra numérique, qui remplace l'empreinte traditionnelle.
La caméra numérique transfère la situation clinique à un logiciel de fabrication numérique qui traite et conçoit la pièce informatiquement.
La pièce est ensuite fabriquée sur place grâce à l'unité de travail, à partir des données issues du logiciel.
Le patient participe à la fabrication de la pièce prothétique.
Une des illustrations de cette technique est le système CEREC. Une séance clinique dure en moyenne entre 45 minutes et une heure en fonction de l'expérience du praticien pour la CFAO[6].
Cette technique rend possible la réalisation de restaurations partielles, comme les inlays, onlays ou facettes, et des restaurations totales comme les couronnes et endo-couronnes unitaires. Il est aussi possible de réaliser des piliers anatomiques et des couronnes implantaires[7].
Du point de vue des restaurations plurales, cette technique se limite aux bridges antérieurs de 3 éléments. Concernant les bridges postérieurs, ou de plus grande étendue, la CFAO directe atteint ses

[6] Bouillaguet, « Spécificité des biomatériaux inlays-onlays adhésifs : pourquoi ? comment ? »
[7] Landwerlin, *L' empreinte optique intra-buccale et ses applications au cabinet dentaire*.

limites au niveau de l'enregistrement des paramètres occlusaux.[8][9]

Le potentiel d'efficacité est considérable pour le praticien comme pour le patient. Le praticien maîtrise la chaîne prothétique et peut travailler rapidement.

Toutes les situations cliniques ne pourront être traitées avec la CFAO directe, c'est au praticien d'évaluer et choisir la meilleure technique et les meilleurs matériaux adaptés. L'avantage incontestable est qu'elle permet de réduire le nombre d'étapes de la chaîne prothétique et élimine les risques d'erreurs liés aux matériaux, utilisés pour les empreintes conventionnelles.

Il n'y a plus de multiplication de séances, d'essayage et d'anesthésies répétées. Le système permet de s'affranchir de nombreux problèmes.

La gestion des problèmes liés aux variations dimensionnelles des matériaux d'empreinte, la temporisation des préparations, ainsi que la coulée du plâtre et bien d'autres manipulations peuvent être affranchies grâce à la technique directe.

Chaque étape supprimée permet un gain de temps et limite les imprécisions. Les études bibliographiques donnent un taux de réussite équivalent voire supérieur aux restaurations réalisées avec le Cerec® Chair Side par rapport aux restaurations classiques réalisées. [10][11]

La CFAO directe permet de répondre aux critères d'intégration biologique, fonctionnelle et esthétique en rendant un service incontestable au patient et au praticien.

2.3 Technique semi-directe

2.3.1Généralités

En CFAO semi-directe, les étapes de la CAO et de la FAO sont réalisées au laboratoire ou au centre d'usinage.

Le praticien prend une empreinte numérique qu'il transfère par le biais d'internet via des connexions sécurisées au laboratoire de prothèse.

Le prothésiste peut donner son expertise sur les limites de la préparation, réaliser la conception et la fabrication assistée par ordinateur.

L'intérêt pour le praticien est de limiter son investissement à l'empreinte optique et de bénéficier de l'expertise du prothésiste pour la conception et la fabrication des éléments prothétiques.

---

[8] Malau, « CFAO et céramo-céramiques usinables, mise en œuvre clinique ».
[9] Cordelette et Jordan-Combarieu, « Évolutions majeures de la CFAO directe ».
[10] Arnetzl, « Different ceramic technologies in a clinical long-term comparison ».
[11] Mörmann et CEREC: 20 YC Symposium, *State of the art of CAD/CAM restorations 20 years of CEREC*.W.H.

L'intervention du prothésiste offre la possibilité de réaliser des cas cliniques complexes et d'utiliser des machines-outils perfectionnées de 4 à 5 axes.

La technique semi-directe ouvre la porte à de nombreuses indications, comme la réalisation des bridges, l'usinage d'une chape en zircone et la production des restaurations esthétiques en céramique stratifiée.

Pour le patient, cette approche permet de s'abstenir des contraintes de l'empreinte traditionnelle (comme le risque nauséeux, …) et de bénéficier de la précision et de la modernité des systèmes de la CFAO.

Pour le praticien, elle permet un gain de temps et une même qualité d'ajustage des restaurations cliniques en CFAO directe et semi-directe. [12]

En 2014, alors que seulement 3 % de praticiens étaient équipés de CFAO, 43% des laboratoires en étaient équipés[13].

2.3.2 Chaîne numérique

Le praticien réalise l'empreinte numérique en enregistrant la préparation, les dents adjacentes, les dents antagonistes et l'occlusion pour la réalisation de la prothèse.

Ces données numériques sont transférées au laboratoire de prothèse pour réaliser la modélisation 3D et l'usinage de la restauration.

Tout comme la CFAO directe de nombreuses étapes disparaissent :

1. Le choix du porte-empreinte
2. L'empreinte
3. Le mélange
4. La mise en place et le temps de prise des matériaux.
5. La désinfection de l'empreinte
6. L'emballage et le temps d'expédition au laboratoire de prothèse

[12] Schaefer et al., « Impact of digital impression techniques on the adaption of ceramic partial crowns in vitro ».
[13] Cordelette et Jordan-Combarieu, « Évolutions majeures de la CFAO directe ».

2.3.3 Protocole

La réalisation prothétique en CFAO par la technique semi -directe suit le protocole suivant :

1. Évaluation clinique par le praticien
2. Choix du matériau de restauration
3. Préparation de la dent
4. Réalisation de l'empreinte numérique dite « empreinte optique »
5. Envoi des données au prothésiste
6. Modélisation 3D
7. Usinage
8. Finitions
9. Retour au cabinet dentaire
10. Vérifications et pose de la prothèse

Figure 4 : Le flux numérique en CFAO semi directe

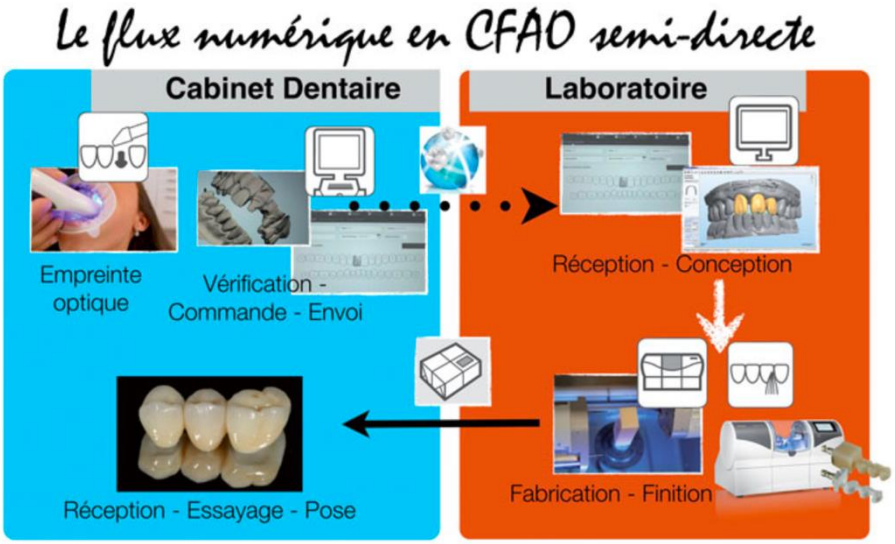


Fig.1 : Flux numérique en CFAO semi-directe

Source : Arcaute, Nasr, CFAO au cabinet dentaire : le matériel disponible en 2017, 2017

Le modèle numérique virtuel est extrêmement précis par rapport au modèle en plâtre. Les limites de finition et points de contacts ne se détériorent pas pendant les étapes de réalisation prothétique.

Cependant la fabrication par usinage ou procédé additif va augmenter le coût de revient de la restauration par rapport à un modèle en plâtre.

Les délais de réalisation en CFAO semi-directe sont comparables à ceux des techniques conventionnelles.

L'avantage incontestable est la communication avec le laboratoire de prothèse pour avoir l'expertise du prothésiste dans la conception de la prothèse dentaire.

2.4. Technique indirecte

2.4.1 Généralités

La CAO et la FAO se font au laboratoire contrairement à la CFAO directe. Dans le cabinet dentaire rien n'a changé, le praticien doit avoir recours à une empreinte classique physico-chimique.

La CFAO indirecte va transformer les méthodes de travail du prothésiste qui reçoit l'empreinte

classique. Il réalise un modèle en plâtre.

Le modèle en plâtre est ensuite scanné pour réaliser une modélisation en trois dimensions. Ce n'est seulement qu'à partir du modèle d'étude que commence le travail de la CFAO. L'acquisition numérique permet de réaliser un maître modèle numérique sur lequel sont modélisées les pièces prothétiques. C'est l'étape de la CAO.

La conception peut être numérique après le scannage du modèle en plâtre ou classique. Quand elle est classique la conception est réalisée en cire directement sur le modèle en plâtre pour ensuite être scannée.

Les données sont transmises à une machine d'usinage qui fabrique la pièce prothétique. C'est l'étape de la FAO.

La fabrication est assistée par ordinateur. Les modèles et les MPU sont conservés en plâtre pour valider le travail à la fin de la chaîne.

La CFAO a permis aux prothésistes de modifier leurs pratiques quotidiennes, en remplaçant certaines techniques empiriques par une méthode de travail plus précise et plus reproductive. Mais cette technique présente des inconvénients. En effet, elle rompt la chaîne prothétique numérique avec l'étape supplémentaire de la prise d'empreinte qui est opérateur dépendant.

Des études ont montré des résultats comparables en termes de précision pour l'empreinte optique et les empreintes conventionnelles physico-chimiques. [14] [15] [16].Cependant l'augmentation du nombre d'étapes, la réalisation d'une empreinte traditionnelle (avec un choix du matériau, malaxage, mode et temps de conservation, coulée) engendrent une perte de précision.

2.4.2 Machines d'usinage

Il existe deux types de machines d'usinage en CFAO indirecte : [17]

- Les machines d'établies sont imposantes et compatibles avec une utilisation de laboratoires de prothèse.
- Les stations d'usinage destinées à la production de masse.

Les différentes machines d'usinage vont se différencier par leurs nombres d'axes de déplacement. Ils vont déterminer la précision des fraiseuses lors des mouvements d'usinage.

[14] Schaefer et al., « Impact of digital impression techniques on the adaption of ceramic partial crowns in vitro ».
[15] Andreas Ender et Albert Mehl, « Accuracy of complete-arch dental impressions : A new method of measuring trueness and precision », *The Journal of Prosthetic Dentistry* 109, nº 2 (2013): 121‑28
[16] Güth et al., « Complete mouth rehabilitation after transposition osteotomy based on intraoral scanning : an experimental approach ».
[17] Hollender et al., « La CFAO indirecte ».M. Hollender et al., « La CFAO Indirecte », 2014.

En fonction des machines, ces axes sont au nombre de 3 à 5.

- ⇨ Axe 1 est un axe vertical
- ⇨ L'axe 2 à 3 permet un déplacement de la pièce à plat de droite à gauche et inversement.
- ⇨ L'Axe 4 bascule la pièce à gauche et à droite
- ⇨ L'Axe 5 bascule la pièce d'avant en arrière, ce qui permet de répondre aux problèmes de contre-dépouilles dans les plans frontaux.

L'usinage débute par un dégrossissage avec des outils de gros diamètre, pour terminer sur les finitions avec des outils plus précis et fins.

Les premières machines de CFAO travaillaient par soustraction ou usinage, technique qui existe encore de nos jours. Elle consiste en la conception d'une pièce prothétique modélisée informatiquement à partir d'un bloc de matériau.

Une autre technique existe, celle du prototypage de particules de métal en poudre fusionnées par l'intermédiaire d'un rayon laser. Elle est contrôlée informatiquement, permet d'aboutir à la future restauration souhaitée. De la même manière, il est possible de concevoir par adjonction de matière des maquettes en résine photo polymérisable.

Tableau 1 : Tableau comparatif entre les différentes méthodes de CFAO

Méthode conventionnelle	CFAO directe	CFAO semi-directe	CFAO indirecte
Empreinte physico chimique	Empreinte optique	Empreinte optique	Empreinte conventionnelle
Coulée des modèles au laboratoire de prothèse	Réalisation d'un modèle informatisé au cabinet	Modèle informatisé au cabinet transféré au laboratoire via internet	Réalisation d'un modèle au laboratoire et scannage
Conception de l'infrastructure au laboratoire de prothèse	CAO au cabinet	CAO au laboratoire ou dans un centre délocalisé	CAO au laboratoire ou dans un centre délocalisé
Fabrication de la pièce prothétique au laboratoire	FAO au cabinet	FAO au laboratoire ou dans un centre délocalisé	FAO au laboratoire ou dans un centre délocalisé

Source : Soenen,Pia et Emmanuel, « Empreintes conventionnelles versus empreintes optiques pour restaurations céramo-céramiques », 2015

Tableau 2 : Avantages et Inconvénients de la CFAO directe et indirecte

	CFAO directe	CFAO indirecte
Avantages	Absence de restaurations des cavités par un substitut dentinaire et de la multiplication des anesthésies Le caractère instantané des actes intéressants au niveau antérieur et sur les dents vivantes Absence de prise d'empreinte confortable pour le patient. La traçabilité est simplifiée Intérêt biologique avec l'absence de temporisation. Diminution du nombre de rendez vous	Possibilité de réaliser des restaurations nécessitant un montage sur articulateur et l'utilisation d'un arc facial. Réhabilitations de grande étendue voire d'arcade complète Possibilité de bénéficier de l'expertise du prothésiste Prise d'empreinte en infra gingivale plus aisée
Inconvénients	Coût Indication limitée aux restaurations de faible étendue Imprécision dans le scannage de grande étendue La faible ouverture buccale, des limites de préparations trop infra gingivales ne permettant pas une prise d'empreinte correcte.	Coût Rupture de la chaîne numérique Perte de précision dû à l'augmentation du nombre d'étapes

Source : Auteur, synthèse d'articles, 2018

III : Les céramiques et composites usinables en CFAO

De nombreux matériaux sont aujourd'hui disponibles sur le marché en CFAO pour le praticien, le choix du matériau approprié est difficile.

3.1 Objectifs

En raison du manque de classification à jour et du manque de fiabilité des fiches techniques des fabricants, les informations sur les caractéristiques des matériaux peuvent être difficiles à évaluer.
L'objectif de cette étude est de structurer les données sur les céramiques et composites de restaurations sur dents naturelles usinées par CFAO fournis par les revues. Le but est de comprendre les propriétés des matériaux pour les indiquer dans une situation clinique particulière.

3.2 Méthodologie

Cette synthèse est réalisée à partir d'une recherche d'articles dans la littérature publiée entre janvier 2013 et février 2018 avec le moteur de recherche Pubmed.

Les mots clés suivants ont été utilisés :

- CAD CAM and Dental ceramic materials
- CAD CAM and Zirconia

Suite à cette recherche, seules les revues datant des 5 dernières années ont été sélectionnées afin d'étudier les données actuelles de la science.

Après lecture des titres et des résumés, nous avons sélectionnés dans un premier temps 32 articles à partir de ces équations, en ayant pris soin d'éliminer les doublons, selon les critères suivants pour répondre à la problématique de la thèse.

- Critères d'inclusions :

Ont été intégrées les revues traitant des propriétés mécaniques, optiques des matériaux céramiques et composites usinables par CFAO, dans le cas des restaurations sur dent naturelle.

- Critères d'exclusions :

Les articles traitant de l'implantologie et de la restauration partielle amovible

- Des études de comparaison, des différents systèmes de CFAO, des différents matériaux entre eux.
- Des travaux de recherches basés sur le mode d'assemblage des prothèses, leurs caractéristiques ainsi que leurs conséquences sur les taux d'échec ou de survie.

Les revues sélectionnées sont au nombre de 16 pour réaliser la synthèse sur les céramiques et composites usinables pour restaurer les dents naturelles.

Une seconde recherche manuelle a été effectuée dans des revues, livres et à partir de la bibliographie des articles sélectionnés.

Au total, 53 références publiées ont été retenues pour ce travail.

3.3 Céramiques usinables par CFAO

3.3.1 Définition[18]

Les céramiques sont constituées de deux phases distinctes, une matrice de verre que l'on appelle couramment la phase vitreuse qui est encerclée par différentes quantités de cristaux qui constituent la phase cristalline.

Ce sont des matériaux inorganiques constitués d'oxydes, de carbures, de nitrures, de borures. Ces éléments forment entre eux des liaisons fortes de nature ionique ou covalente.

L'esthétique est l'atout majeur de la céramique, et la fragilité est son point faible pour les restaurations porteuses

Plus la phase vitreuse est en quantité importante par rapport à la phase cristalline, meilleures sont les propriétés optiques. Il en est de même pour les propriétés mécaniques et l'importance de la phase cristalline par rapport à la phase vitreuse.

Les céramiques dentaires esthétiques sont principalement constituées de matrice de verre.

[18] Lambert et al., « Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art ».

La phase cristalline augmente la résistance, diminue la propagation des fractures. Elle permet également le contrôle de la rétraction thermique résiduelle.
La phase vitreuse est composée essentiellement de silice. Elle adopte une structure désordonnée car les atomes présents sont de tailles différentes. Ces derniers sont liés par des liaisons chimiques fortes de nature ionique ou covalente, ce qui leur confère une extrême stabilité. Les céramiques sont ainsi très stables. L'avantage principal de la partie vitreuse est sa biocompatibilité mais la céramique reste un matériau fragile.
La quantité de cristaux est responsable des propriétés physiques, mécaniques alors que la silice joue plutôt un rôle dans les propriétés optiques, esthétiques.

3.3.2 Classification[19]

Au niveau de leurs microstructures, les céramiques dentaires peuvent être classées en fonction de leur composition en verre et en particules cristallines en trois classes principales

- La céramique à haute teneur en verre :

Ce sont des céramiques qui possèdent une teneur élevée en verre, ce type de céramique dentaire est très esthétique et ce sont les meilleures pour imiter les propriétés optiques de l'émail et la dentine.

- La céramique infiltrée :

Le verre est rempli de particules chargées qui sont ajoutées pour améliorer les propriétés mécaniques.

- Les céramiques polycristallines sans verre :

Ce type de céramique ne contient pas de verre. Les atomes sont dans des cristaux qui rendent plus difficile la propagation d'une fissure.

[19] Li, Chow, et Matinlinna, « Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art ».

Figure 5 : Différents blocs en céramique avec différents mandrins disponible en CFAO

Source : Lambert et al. « Dental biomaterials for chairside cad/cam : state of the art», 2017

3.3.3. Les céramiques à haute teneur en verre

3.3.3.1. Les céramiques feldspathiques[20]

Il existe de nombreux systèmes qui proposent l'usinage de la céramique feldspathique. La céramique feldspathique peut être usinable en CFAO directe ou indirecte.

3.3.3.1.1 Composition

Le verre des céramiques dentaires provient principalement d'un groupe de minéraux extraits appelé feldspath et sont à base de silice (oxyde de silicium) et d'alumine (oxyde d'aluminium) :

[20] Li, Chow, et Matinlinna.

L’oxyde de silicium SiO2, de 55 à 78 % dispersés dans les phases vitreuse et cristalline.

L'oxyde d'aluminium Al2O3, présent à moins de 10 % essentiellement dans la phase vitreuse.

Les céramiques feldspathiques se composent également d'oxydes alcalins modificateurs présents entre 10 et 17 %.

Les oxydes de cations alcalins monovalents comme le Na1O, K2O, Li2O, abaissent la température de ramollissement et augmentent le coefficient de dilatation thermique en dessous de la température de transition vitreuse et diminuent la température de solidification et la viscosité.

Les oxydes mineurs sont les opacifiants, les fondants et les colorants.

La partie majoritaire étant la phase vitreuse, la céramique feldspathique possède de très bonnes propriétés optiques et par conséquent esthétiques.

Par ailleurs lorsque la concentration du cation monovalent K2O est augmentée on parle des céramiques feldspathiques de nouvelle génération qui possèdent des propriétés mécaniques plus élevées. En effet la température de cristallisation des céramiques feldspathiques renforcées à la leucite se situe entre 700° et 1200°. La dispersion de ces cristaux dans la matrice vitreuse permet d’augmenter la résistance. L’inconvénient majeur est la rétraction plus élevée qui se produit lors du refroidissement. On peut ainsi avoir une formation de fissure qui peut diminuer les propriétés mécaniques de ce type de matériaux.

3.3.3.1.2 Evolution[21]

Le premier inlay réalisé par CFAO a été fabriqué en 1985 en utilisant le bloc de céramique feldspathique à grains fins Vita ™ Mark I. Le bloc a été entièrement fritté pour un usinage dur.

La performance clinique de ces inlays et onlays de CFAO a été évaluée dans une étude prospective de 10 ans et un taux de réussite de 90,4% a été atteint.

Cependant, un taux de rupture beaucoup plus élevé de 36% après 2 ans a été rapporté.

Vita ™ Mark II introduit en 1991, présente de meilleures propriétés mécaniques avec une résistance à la flexion d'environ 100 MPa à 160 MPa lorsqu'il est glacé

[21] Li, Chow, et Matinlinna. 2014Li,

Les blocs Vita ™ Mark II sont faits de matériaux similaires à la céramique feldspathique conventionnelle, mais fabriqués dans un processus différent connu sous le nom de moulage par extrusion. Un mélange de céramique plastifié est pressé et extrudé à travers une buse pour donner sa forme. Les blocs sont ensuite séchés plusieurs jours avant le frittage.

Les études cliniques sur les inlays Vita ™ Mark II ont montré des taux de survie de 94,7% après 5 ans, 90,6% après 8 ans et 85,7-89% après 10 ans. Une étude in vitro sur des échantillons de couronnes mandibulaires usinés avec des blocs Vita ™ Mark II en utilisant Cerec ™ 3 a montré que l'écart marginal dans la plage de 53-67 µm pouvait être atteint.

Vita ™ Mark II est monochromatique mais disponible en plusieurs teintes. Les nouveaux blocs Vitablocs ™ TriLuxe ™, Triluxe ™ Forte et RealLife ™ contiennent des couches à plusieurs nuances et offrent un dégradé de couleur et de translucidité.

Différents fabricants proposent ce matériau, en une nuance de bloc, ou en 3 ou 4 nuances stratifiées dans le même bloc (figure 6). Un bloc de structure tridimensionnel avec une nuance « noyau de dentine » et « émail » qui l'entourent est également disponible. La restauration est fraisée dans la couleur de gradient curviligne grâce au logiciel de CAO. Ce type de bloc a été spécialement développé pour les restaurations antérieures esthétiques. [22]

Figure 6 : Couronne incisive moulue dans un bloc de 4 nuances

Source : Lambert et al., «Dental biomaterials for chairside cad/cam : state of the art», 2017

[22] Lambert et al., « Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art ».

3.3.3.1.3 Mise en œuvre et finition[23]

Il existe différentes méthodes de finition des reconstructions en céramique usinée.

- Le polissage mécanique : La surface polie est plus lisse avec cette technique qu'avec le procédé de vitrage. Le polissage peut produire une surface plus lisse que le vitrage similaire à l'émail naturel.
- Vitrage : l'utilisation de la laque permet d'apporter un éclat naturel, parfois supérieur à un simple polissage mécanique. Le procédé de traitement thermique et le vitrage améliorent les propriétés mécaniques de la pièce par une possible micro fissure d'oblitération due à l'usinage.
- Cut-back : la pièce prothétique est encastrée sur sa partie vestibulaire et / ou incisale, grâce à un logiciel de CAO. Cette zone stratégique est ensuite plaquée pour réaliser la personnalisation. Cette technique est recommandée sur les dents antérieures avec une attente esthétique importante.

Après le glaçage ou le polissage, il y a une diminution de l'abrasion de l'email. La perte d'émail et de matière sont presque équivalentes.

3.3.3.1.4 Indications[24]

La céramique feldspathique est indiquée pour la fabrication de facettes, d'inlays onlays et de couronnes antérieures simples et postérieures.
Cependant, le matériau n'est pas considéré comme suffisamment résistant pour les zones porteuses postérieures
Lorsqu'elle est utilisée dans la région des prémolaires, la charge de fracture est similaire à celle des dents naturelles.
Les céramiques feldspathiques peuvent être liées aux tissus dentaires en utilisant une combinaison d'abrasion des particules en suspension dans l'air (50 µm Al 2O 3), suivie d'une attaque chimique avec de l'acide fluorhydrique et d'un agent de couplage silane. Le collage est préférable pour renforcer les propriétés mécaniques.

[23] Lambert et al. 2017
[24] Lambert et al. 2017

3.3.3.2. Vitrocéramique renforcée à la leucite

3.3.3.2.1 Présentation [25]

La leucite (KAlSi 2 O 6) minéral a initialement été ajouté aux céramiques feldspathiques pour élever le coefficient de dilatation thermique pour correspondre aux métaux sur lesquels ils ont été fusionnés. Les vitrocéramiques contenant de la leucite ont ensuite été introduites au début des années 199

Elle est commercialisée par Ivoclar Vivadent sous le nom d'IPS Empress. CAD. Lors de la mise en forme du matériau, les cristaux de leucite se répartissent dans la partie vitreuse. La différence du coefficient de dilatation entre la phase vitreuse et cristalline peut entraîner lors du refroidissement, suite au frittage des tensions au niveau de la vitreuse. Ce phénomène peut augmenter la résistance et par conséquent obtenir une résistance à la flexion de 160MPa.

Cette céramique possède de moins bonnes propriétés mécaniques que celles renforcées au disilicate de lithium.

Une fois que la prothèse finale est fabriquée par la CFAO, on peut améliorer le rendu esthétique par un maquillage avec IPS Empress Universal Stains et ou stratifier individuellement avec IPS Empress Esthetic Veneer.

3.3.3.2.2 Indications[26]

Les céramiques à la leucite sont indiquées pour les facettes, inlays, onlays et couronnes antérieures et postérieures, mais leur résistance est insuffisante pour les bridges postérieurs fixes. Pour les bridges, ce type de vitro-céramique est plaqué sur une armature métallique souple et résistante.[27]

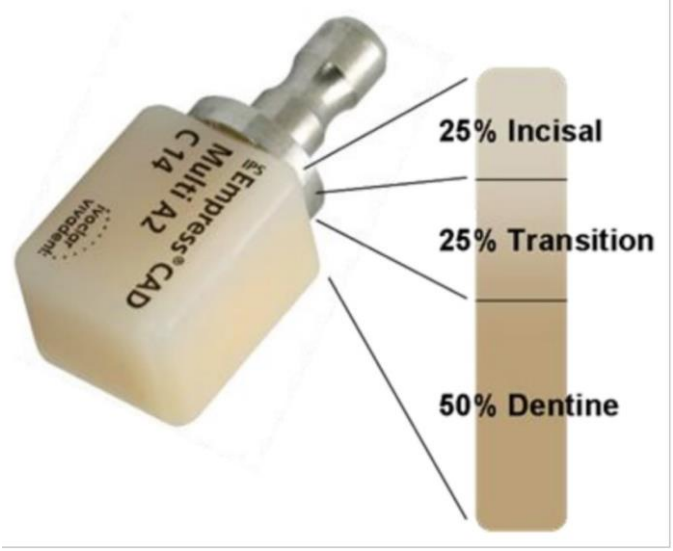
Mais l'assemblage de la prothèse finale doit impérativement faire appel au collage. Plusieurs blocs sont disponibles pour les teintes : bloc HT (haute translucidité), LT (basse translucidité), ou le bloc multi (dégradé de couleurs sans ligne de transition). Le bloc permet d'imiter de près les propriétés optiques

[25] Denry et Holloway, « Ceramics for dental applications: a review ».
[26] Montazerian et Zanotto, « Bioactive and inert dental glass-ceramics: dental glass-ceramics ».
[27] Denry et Holloway, « Ceramics for dental applications: a review ».

des dents naturelles. Cette vitrocéramique est composée de quatre à huit couches principales et intermédiaires.[28]

L'avantage de cette céramique est la possibilité de la maquiller ou de la stratifier par-dessus.

Figure 7 : Bloc multicolore de vitrocéramique à base de leucite pour un processus de CFAO



Source : Ritzberger et al., « Properties and clinical application of three types of dental glass ceramics and ceramics for cad-cam technologies», 2010

3.3.4. La céramique infiltrée[29]

Ce sont des céramiques qui ont une résistance à la flexion améliorée, avec de bonnes propriétés optiques, et plusieurs niveaux de translucidité et de nuances. Leurs structures permettent une bonne résistance, n'évitant pas une fracture initiale mais évitant plutôt la propagation de la fracture. En effet, il faudra une charge deux fois plus importante par rapport à une céramique conventionnelle, pour une fracture complète.

Leur résistance mécanique est considérablement augmentée lorsqu'elles sont collées sur l'émail.

[28] Ritzberger et al., « Properties and clinical application of three types of dental glass-ceramics and ceramics for cad-cam technologies ».
[29] Li, Chow, et Matinlinna, « Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art ».

Les blocs sont broyés dans une phase de silicate précristallisé. Une cuisson de cristallisation finale dissout les cristaux de silicate, tandis que les cristaux de disilicate subissent une croissance réticulée, créant une sorte de maille armant le corps de la céramique.

3.3.4.1 Présentation

Elles ont la même structure biphasique que les céramiques renforcées de leucite cependant la proportion de phase cristalline est augmentée, la matrice de verre est réduite à 30% du volume.

Après l'usinage, l'objet en verre reçoit un traitement thermique spécial qui provoque la précipitation et la croissance des cristaux dans le verre. Étant donné que ces charges sont dérivées chimiquement des atomes du verre lui-même, la composition du verre restant est également modifiée au cours de ce processus.

Ce type de céramique pourrait être rempli par du :

- Discilicate de lithium
- Silicate de lithium et dioxyde de zirconium.

3.3.4.2. Disilicate de lithium

Les céramiques dentaires au disilicate de lithium (2SiO 2 -Li 2 O) ont été introduites pour la première fois en 1988 comme matériau de noyau pressé à chaud commercialisé sous le nom de IPS ™ Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Lichtenstein) . Empress 2 a été classé comme une vitrocéramique , un sous-groupe de verres remplis de particules, et contenait environ 70% de charge de disilicate de lithium cristallin. [30][31] [32]

L'utilisation d'une procédure de coulée sous pression a abouti à un matériau qui possédait moins de défauts et une distribution plus uniforme des cristaux[33]
La reformulation et l'amélioration du processus de production d'Empress 2 ont conduit à la production d'une nouvelle ligne céramique. La nouvelle formulation céramique a été lancée en 2005 sous la marque de IPS ™ e.Max Press sous forme de bloc préssable à la chaleur et usinable partiellement cristallisé et a été utilisé avec succès pour produire une armature de couronne ou de pont

[30] Guazzato et al., « Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. part i. pressable and alumina glass-infiltrated ceramics ».
[31] .J. R. Kelly et P. Benetti, « Ceramic Materials in Dentistry: Historical Evolution and Current Practice », *Australian Dental Journal* 56 Suppl 1 (juin 2011): 84‑96,
[32] Alqahtani, « Optical properties of CAD-CAM lithium disilicate glass-ceramic in different firing temperatures and thicknesses ».
[33] Ivoclar vivadent, « IPS e.max CAD ».

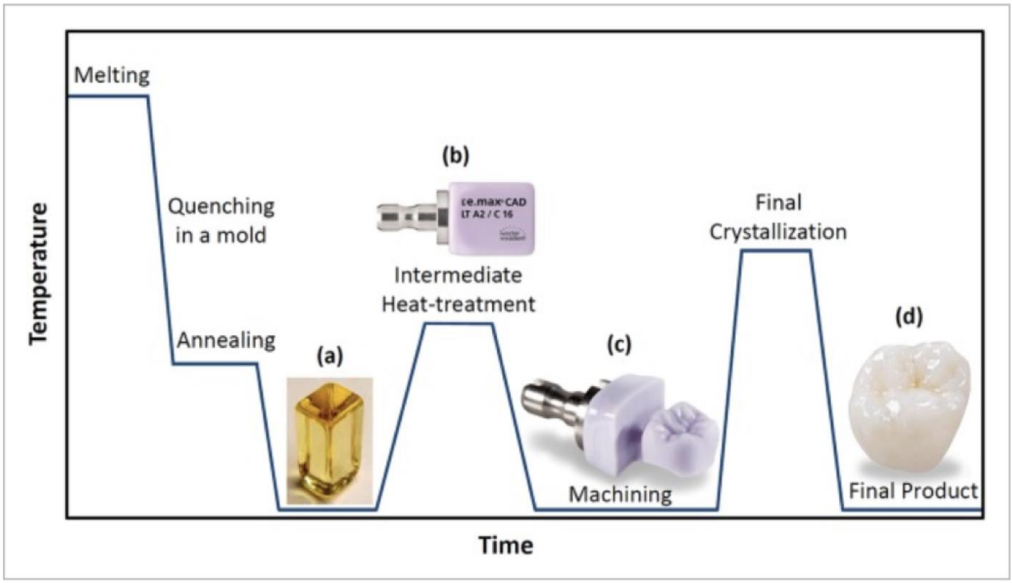
avec des propriétés mécaniques presque trois fois supérieures à celles de la vitrocéramique à base de leucite. Actuellement, la vitrocéramique au disilicate de lithium est la vitrocéramique réparatrice la plus populaire dans le domaine des matériaux dentaires.[34][35]

Les céramiques de verre enrichies avec des cristaux de disilicate de lithium (Si0, -Li.) ont étés commercialisée en 2006 sous le nom d'IPS E.MAX CAD (de Ivoclar-Vivadent) et sont indiqués pour la CFAO directe.

Le matériau est préparé dans un «état bleu», où il est composé principalement de métasilicate de lithium (Li 2 SiO 3), qui est plus facile à broyer et réduit l'usure de la fraise[36][37]

Une fois le processus de fraisage terminé, le matériau est traité thermiquement et vitrifié en une seule étape, formant la restauration finale du disilicate de lithium.

Figure 8 : Différentes étapes de fabrication de vitrocéramique au disilicate de lithium par CFAO IPS E.max CAD de Ivoclar Vivadent



Source : Ivoclar vivadent, «brochure commerciale IPS e.max CAD » 2011

Le bloc de verre monolithique est préparé en coulant la masse fondue dans un moule [fig. (a)]. puis le métasilicate de lithium contenant du verre-céramique (Li 2 O-SiO 2) passe par un traitement thermique intermédiaire du verre à 690-710 ° C pendant 10-30 min. Ce matériau intermédiaire a été

[34] Höland et Beall, *Glass-ceramic technology : holand/glass ceramic technology*.
[35] Shen et Kosmač, *Advanced ceramics for dentistry*.
[36] Ivoclar vivadent, « IPS e.max CAD ».
[37] Li, Chow, et Matinlinna, « Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art ».

spécialement conçu pour faciliter le processus d'usinage dans la technique CAD / CAM. Après le processus d'usinage, le matériau est chauffé à 850 ° C pendant 20-31 min pour former la vitrocéramique au disilicate de lithium qui présente une couleur de la dent caractéristique. Les restaurations dentaires qui en résultent peuvent être polies et complétées par un vitrage qui correspond à la couleur des dents du patient. [38]

3.3.4.2.1 Propriétés

Le lithium disilicate a une résistance à la flexion comprise entre 350 MPa et 450MPa.
Il présente ainsi de meilleures propriétés mécaniques que la céramique feldspathique ou la céramique feldspathique renforcée à la leucite, mais avec des propriétés optiques similaires. Ces céramiques ont considérablement évolué, notamment au niveau des propriétés optiques.
Les vitrocéramiques enrichies en disilicate de lithium (E. Max®) étaient initialement translucides. Il existe de nos jours une gamme d'opacité/translucidité très large pour simuler l'émail (les blocs MO : medium opacity, les blocs LT : low translucency, les blocs HT : high translucency, et l'Impulse Opal : blocs opalescents et impulse value : blocs de luminosité différents). Ces vitrocéramiques peuvent être indiquées pour les facettes en particulier.
La haute teneur en cristaux (70% vol) est considérablement plus élevée que celle des matériaux de leucite.
Ces blocs sont soumis à un processus de cristallisation en deux étapes. Dans la première étape, 40 % en volume de cristaux de lithium-métasilicate sont formés ,résultant en une résistance à la flexion de 130 MPa à 150 MPa, ce qui permet un usinage plus facile . Pendant le processus final de cristallisation, 70% du volume de cristal est incorporé dans une matrice de verre, augmentant sa résistance finale.
A ce stade, la couleur bleue du bloc pré cristallisé est modifiée à la teinte de la dent sélectionnée. La restauration finale présente une flexion force de 360 MPa; [39]

3.3.4.2.2 Performance clinique et Indication

Depuis sa sortie, IPS ™ e.Max CAD a connu une augmentation de sa mise en œuvre et de l'expansion de ses indications, de nombreuses études se sont concentrées sur la détermination des

[38] Montazerian et Zanotto, « Bioactive and inert dental glass-ceramics: dental glass-ceramics ».
[39] Santos et al., « Current all-ceramic systems in dentistry: a review ».

recommandations cliniques et des limites du matériel. En raison de cette période relativement limitée, il y a peu de documentation traitant de la survie à long terme et des résultats. [40]
En 2016, le fabricant a publié une liste mise à jour d'indications suggérant que IPS ™ e.Max CAD pourrait être utilisé comme matériau de reconstitution pour les couronnes antérieur ou postérieur , couronnes sur implant, inlays, onlays et émaillage des couronnes céramo-métaliques.[41]

En raison de l'introduction relativement récente d'IPS ™ e.Max CAD, il existe peu d'études cliniques sur la longévité des restaurations.
Une étude sur une période de 45 mois n'a montré que 0,91 % d'échec clinique pour les couronnes unitaires monolithiques IPS ™ e.Max et 1,83 % pour les couronnes unitaires en couches, avec un taux d'échec combiné de 1,15% [42]

Une autre étude de deux ans n'a montré aucune fracture de la couronne, ni manque d'adaptation marginale ou de carie[43]

Une étude de six ans a montré que 87,6 % des couronnes unitaires monolithiques restaient cliniquement acceptables et 70,1 % sans aucune complication[44]

Les premières études suggèrent une bonne capacité de survie à court et à moyen terme pour les couronnes unitaires fabriquées à partir d'IPS ™ e.Max CAD.

3.3.4.3. Les céramiques à base d'oxyde de zirconium et de silicate de lithium

3.3.4.3.1 Présentation[45]

Les céramiques à base d'oxyde de zirconium et de silicate de lithium (ZLS) sont disponibles pré-cristallisés (facile à usiner mais de couleur intermédiaire) ou entièrement cristallisés (usinage plus difficile mais avec la teinte finale).

[40] Willard et Gabriel Chu, « The science and application of IPS e.Max dental ceramic ».
[41] P.C. Guess et al., « All-ceramic systems: laboratory and clinical performance »
[42] Kassem, Atta, et El-Mowafy, « Survival rates of porcelain molar crowns-an update ».
[43] Fasbinder et al., « A clinical evaluation of chairside lithium disilicate cad/cam crowns : a two-year report ».
[44] Rauch, Reich, et Schierz, « Chair-side generated posterior monolithic lithium disilicate crowns: clinical survival after 6 years ».
[45] Li, Chow, et Matinlinna, « Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art ».

Ils contiennent 10% de dioxyde de zirconium dissous dans une phase vitreuse de la céramique et des cristaux de métasilicate de lithium et de disilicate de lithium très fins.

Les cristaux formés sont 4 à 8 fois plus petits que les cristallites de disilicate de lithium.

Cette double microstructure est réalisée dans un processus en deux étapes. Le matériau est livré dans une état précristallisé, contenant uniquement des cristaux de métasilicate de lithium. Dans sa phase pré-cristallisée, le matériau est facile à usiner. Après le processus de fraisage à l'eau et la finition de la restauration, la microstructure finale double de silicate de lithium au cours d'un processus de cuisson de 8 minutes à 840 ° C.

3.3.4.3.2 Indications

Ce type de céramique a des propriétés optiques élevées, avec de multiples niveaux de teinte et de transparence selon les fabricants, réalisant des reconstructions esthétiques prothétiques.
Ils peuvent être utilisés pour réaliser des restaurations monolithiques telles que des facettes, des inlays, des onlays, des endocouronnes, des couronnes antérieures et postérieures. Les bridges de faible étendue antérieurs ne sont réalisables qu'avec du disilicate de lithium.
Ces matériaux sont disponibles pour réaliser les piliers implantaires, mais il n'y a pas suffisamment de preuves cliniques pour confirmer cette indication. Ce type de céramique semble très prometteur.
Le disilicate de lithium ne peut être considéré comme une céramique d'infrastructure de pont, de même que la zircone, malgré ses propriétés mécaniques car ces indications sont plus limitées. Il peut être utilisé comme une céramique esthétique sur une infrastructure en céramique ou en métal.
Différents fabricants proposent ce matériau, avec beaucoup de nuances et de translucidité.

3.3.4.3.4 Mise en œuvre et finition

Selon l'étape de cristallisation du bloc usiné, la pièce peut nécessiter une phase de cristallisation après broyage. Le maquillage et le vitrage peuvent être réalisés avant le traitement thermique. Pré-cristallisé peut être collé directement après l'usinage, après une étape de polissage. Si le maquillage est fait, le glaçage est nécessaire malgré l'étape déjà cristallisée.

3.3.5. Céramique à base d'alumine infiltrée de verre

3.3.5.1 Présentation [46]

Ces céramiques sont composées d'une quantité importante d'alumine dont l'objectif est de renforcer les propriétés mécaniques.

On distingue la céramique in Céram spinell, de la céramique in Céram alumina et de la céramique in Céram zirconia.

Il s'agit d'une céramique constituée d'un noyau à haute résistance à base de particules d'alumine (70 à 80% en poids d'oxyde d'aluminium) et un verre aluminosilicatés de lanthane .

L'action capillaire attire un liquide ou un verre fondu dans tous les pores lors d'une deuxième cuisson à1100 ° C pendant 4 heures pour produire le matériau dense interpénétrant.

Le lanthane diminue la viscosité du verre pour faciliter l'infiltration et augmente son indice de réfraction pour améliorer la translucidité de la céramique.

3.3.5.2 Indication

Les produits In-Céram comprennent différentes compositions et des techniques de fabrication conçues pour couvrir le large champ d'application des restaurations céramo-céramiques, y compris les facettes, les inlays, les onlays et couronnes et bridges antérieurs / postérieurs.

3.3.5.3 Propriétés

La céramique possède une résistance à la flexion qui varie de 350 MPa pour le bloc in Céram spinelle à 450 MPa pour in Spinel alumina, et jusqu'à650 MPa pour la zircone.

- In-Céram Alumina : Bloc qui possède une structure homogène, composée à 80% d'oxyde d'alumine.

Il a été le premier système tout-céramique disponible pour les restaurations unitaires antérieures et postérieures et des ponts antérieurs à trois unités. Sa résistance en flexion est proche de celle de l'alumine pure (500MPa). Cette céramique possède de très bonnes propriétés mécaniques. C'est un matériau opaque qui trouve son indication pour la réalisation d'infrastructures pour couronne unitaire dans les secteurs antérieur et postérieur.

- In-Céram Spinell est une modification de In-Céram alumina, renforcée au magnésium, aluminium et spinelle (MgAl2O4). Substitution de spinelle d'aluminate de magnésium pour

[46] Li, Chow, et Matinlinna.

l'oxyde d'aluminium amélioré la translucidité, en partie à cause de la spinelle , qui confère des propriétés optiques isotropes, et en partie à cause d'un indice de réfraction inférieur à alumina, il est d'une très grande translucidité

In-Céram Spinel est le plus translucide, mais moins résistante que in-Céram alumina .

Elle trouve son indication pour les couronnes antérieures sur dents vivantes, qui sont très lumineuses.

- In Céram Zircone

Céramique composée de 33 % de zircone et de 66 % d'alumine. Les cristaux de zircone confèrent les propriétés mécaniques à cette céramique, en effet la zircone possède de très bonnes propriétés mécaniques, une meilleure ténacité tout en étant la plus opaque de toutes les céramiques. Par exemple lorsqu'une fissure se propage, il se produit un changement de structure du cristal. Il passe d'une structure tétragonale métastable à une structure monocyclique entraînant une augmentation de volume. Par conséquent l'énergie de la fissure se dissipe et on évite ainsi la transformation de la fissure en fracture.

Cette céramique trouve son indication dans les situations cliniques qui nécessitent d'importantes propriétés mécaniques, comme pour les infrastructures unitaires postérieures et celle des petits bridges, mais aussi au niveau des dents très colorées ou sur un inlaycore.

Avant l'apparition de la CFAO, cette céramique n'était accessible qu'artisanalement grâce au procédé de la barbotine. Grâce à la CFAO, cette céramique s'est répandue. Les blocs de céramiques une fois usinés, sont infiltrés par un verre et subissent un traitement thermique.

3.3.6. Les céramiques polycristallines

Ce sont des céramiques usinables uniquement par CFAO dites de nouvelle génération elles se divisent en 2 familles :

- Céramiques polycristallines à l'alumine
- Céramiques polycristallines à la Zircone.

Les céramiques polycristallines, n'ont pas de matrice vitreuse et tous les cristaux sont présents en réseaux réguliers puis frittés. Le réseau cristallin dense réduit la propagation des fissures, ce qui se traduit par d'excellentes propriétés mécaniques.

Il s'agit d'une céramique relativement opaque par nature et est indiquée pour la fabrication de coiffes de couronnes et de ponts sur lesquelles une céramique de stratification est stratifiée pour obtenir le résultat esthétique requis.

3.3.6.1. Céramiques polycristallines à l'alumine [47] [48]

3.3.6.1.1 Présentation

La société Nobel Biocare (Göteborg, Suède) commercialise la céramique polycristalline à l'alumine sous le nom de Procera AllCeram depuis 1993. Ce matériau contient plus de 99,9 % d'alumine.

3.3.6.1.2 Propriétés

Elle a une résistance à la flexion d'environ 600 MPa. L'alumine pure est semi translucide et ses propriétés mécaniques sont remarquables. Cette céramique est présente sur le marché sous forme de blocs d'alumine pure préfrittée, donc facilement usinable.
Les taux de survie cumulés des couronnes antérieure et postérieure Procera ™ AllCeram sont d'environ 97 % après 5 ans et de 93,5 % après 10 ans. [49] [50]

Des études ont rapporté plus d'échecs dans la région postérieure, plus élevés au niveau des molaires que les prémolaires. [51][52][53]

L'ajustement marginal des restaurations Procera ™ AllCeram est compris entre 60 et 80µm. [54][55]

---

[47] Raymond Wai Kim Li, Tak Wah Chow, et Jukka Pekka Matinlinna, « Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art »
[48] Santos et al., « Current all-ceramic systems in dentistry: a review ».
[49] P. Odman et B. Andersson, « Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 Years: a prospective clinical study» .
[50] Fradeani et al., « Five-year follow-up with procera all-ceramic crowns ».
[51] P.Odman et B.Andersson, « Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study ».
[52] Michael H. Walter et al., « Six-year clinical performance of all-ceramic crowns with alumina cores »
[53] Kassem, Atta, et El-Mowafy, « Survival rates of porcelain molar crowns-an update »
[54] K. B. May et al., « Precision of fit: the procera allceram crown »,
[55] Limkangwalmongkol et al., « Comparison of marginal fit between all-porcelain margin versus alumina-supported margin on procera alumina crowns »..

Il a été testé dans une étude de laboratoire pour avoir une résistance à la flexion de 488 MPa pour une probabilité de rupture de 5 %. Les auteurs de cette étude ont conjecturé que la haute teneur cristalline et la faible porosité de la céramique ont contribué à ses propriétés mécaniques supérieures. [56]

4.3.6.1.3 Indication

L'alumine est indiquée pour les couronnes unitaires dans le secteur antérieur comme dans le secteur postérieur mais également pour des bridges de petites tailles, de 3 éléments maximum.

Les restaurations antérieures avec ce type de céramiques peuvent également servir à masquer les colorations des dents antérieures. L'inconvénient majeur reste sa fragilité qui ne permet pas de réaliser des armatures de bridges. [57]

3.3.6.2. La Zircone [58]

3.3.6.2.1 Présentation[59]

Le mot "zirconium" vient du mot arabe "zargon" qui signifie "doré en couleur". Ce sens vient des deux mots persans "zar", qui signifie "or", et "pistolet", se référant à la couleur . Le chimiste allemand Martin Heinrich Klaproth découvrit accidentellement le dioxyde de zirconium (ZrO2) en 1789. Il fut plus tard isolé par le chimiste suédois Jöns Jakob Berzelius en 1824.

La zircone est un matériau céramique polymorphe et présente trois formes cristallographiques :

- Monoclinique (M) à la température ambiante à 1170 ° C,
- Tétragonale (T) de 1170 ° C à 2370 ° C
- Cubique (C) de 2370 ° C au point de fusion.

Lors du refroidissement, la zircone peut être ainsi amenée à passer de la forme tétragonale à la forme monoclinique. Cette dernière s'accompagne d'une augmentation de volume de 3 à 4 % avec l'apparition de fissures dans le volume global de la zircone pure, qui peut par la suite se fracturer.

La zircone pure ou l'oxyde zirconium ne peut être utilisé en tant que tel, comme une céramique structurale, car elle est très instable. Par conséquent, celle-ci devient mécaniquement très faible et donne lieu à des fractures.

[56] Borba et al., « Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics ».
[57] Li, Chow, et Matinlinna, « Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art ».
[58] Silva et al., « Dental ceramics: a review of new materials and processing methods ».
[59] Arya N. R et Kurt K. Weber, « Biomaterials, Zirconia »

Ainsi à la zircone pure sont ajoutés 3 moles % d'yttrium dont le but est de stabiliser la phase tétragonale à température ambiante. On parle alors de zircone 3Y-TZP (zircone polycristalline tétragonale dopée par 3 moles % d'yttrium).

Les blocs de zircone CAD / CAM de chairside sont des polycristaux de zircone tétragonale dopés aux cations yttrium (3Y-TZP). Les restaurations sont réalisées soit par usinage doux de blocs pré-frittés suivi d'un frittage à haute température, soit par usinage dur de blocs entièrement frittés.

Aujourd'hui, les systèmes CAO / FAO pour la fabrication de restaurations 3Y-TZP en cours d'utilisation sont LAVA ™ (3M ESPE), Cercon ™ (Dentsply), e.Max ™ ZirCAD (Ivoclar-Vivadent), Procera ™ Zirconia (NobelBiocare) et Vita ™ YZ (Vita Zahnfabrik) qui utilisent des ébauches partiellement frittées tandis que les cadres DCS-President ™, DC Zirkon ™ (Smartfit Austenal, Chicago, USA) sont fraisés à partir de blocs de zircone entièrement frittés.

Cependant, seuls les blocs pré-frittés peuvent être fraisés par des unités de fraisage au fauteuil, moins sophistiquées que celles utilisées au laboratoire.

Elle a la spécificité d'être métastable, c'est-à-dire que sous une contrainte mécanique, une micro fissure peut se propager au sein du matériau et on va avoir une transformation tétragonale-monoclinique locale accompagnée d'une expansion de volume local. Cette expansion compense l'énergie de déplacement de la fissure. On évite par conséquent la propagation de la fissure. Cette procédure permet de maintenir ainsi toutes les propriétés mécaniques de la zircone tout en la stabilisant. [60]

Les progrès de la technologie CFAO ont rendu possible la fabrication de ZrO2 stabilisée, qui n'aurait pas pu être traitée par des méthodes de laboratoire traditionnelles. Ainsi, au cours de la dernière décennie, la technologie de la zircone a entraîné le développement rapide d'une dentisterie sans métal qui peut offrir une biocompatibilité élevée, une esthétique améliorée et une résistance accrue des matériaux. [61]

[60] Silva et al., « Dental ceramics: a review of new materials and processing methods ».
[61] R et Weber, « Biomaterials, Zirconia »

3.3.6.2.2 Propriétés

Elle possède de très bonnes propriétés mécaniques grâce à une meilleure résistance mécanique, une meilleure biocompatibilité et une meilleure résistance à l'usure et à la friction. La zircone naturelle est d'un blanc mat, opaque aux rayons X et présente un avantage évident par rapport aux alliages métalliques comme matériau de sous-structure.[62]

Il est intéressant pour masquer les dents décolorées ou les substructures métalliques telles mais son utilisation dans la zone esthétique est limitée.

La zircone a une grande ténacité à la rupture, 9-10 MPa et la résistance à la flexion, 900-1200 MPa, est environ deux fois plus élevée que celle de l'alumine .

Cela fait d'elle le matériau de choix lorsque les sollicitations mécaniques sont importantes.[63]

3.3.6.3.3 Les indications

Son indication clinique s'étend de l'infrastructure pour couronne unitaire aux bridges de grande portée ou pour une faible épaisseur de l'armature (inférieure à 0,6mm). Les blocs sont souvent pré-frittés pour simplifier leur usinage.

Les restaurations en zircone monolithique, fraisées au fauteuil, sont très récentes. L'expérience clinique sur ce type de restauration est limitée. Il semble possible de réaliser des couronnes ou des petits ponts (maximum 3 dents). La microstructure de ce matériau ne permet pas un protocole de liaison conventionnel. Actuellement, aucun consensus n'existe quant au meilleur protocole d'adhésion pour la zircone utilisée en dentisterie.

Pour les fabricants, ce matériau nécessite un support, sans angles vifs, pour éviter les risques de fractures. Une pièce de zircone polie ne serait pas plus abrasive que d'autres céramiques dentaires.

Cependant, l'esthétique de ce matériau est limitée par la faible translucidité due à sa microstructure et à l'absence de matrice vitreuse, et le risque de fracture du support dentaire dû à ses très hautes propriétés mécaniques.

Cependant, certaines zircones monolithiques peuvent présenter un degré de translucidité acceptable. La taille moyenne des grains influence la translucidité à travers le nombre de joints de grains. Des tailles de grains plus petites conduisent à une translucidité réduite en raison du plus grand nombre de joints de grains. Une taille de grain plus importante est donc bénéfique pour les propriétés mécaniques mais

[62] Christensen, « Choosing an all-ceramic restorative material : porcelain-fused-to-metal or zirconia-based ? »
[63] Chai et al., « Chemical solubility and flexural strength of zirconia - based ceramics ».

diminue la résistance à la dégradation à basse température. La taille des grains dépend de la température de frittage et déterminera également la quantité de phase cubique et la distribution de l'yttrium.

3.3.6.3.4 Mise en œuvre et finition

La pièce prothétique est usinée légèrement surdimensionnée pour compenser le rétrécissement lors du frittage. Le logiciel informatique gère le surdimensionnement en fonction des informations fournies par les fabricants. Ce frittage dure environ 40 minutes dans un four de frittage qui atteint 1500 degrés. Une glaçure peut alors être nécessaire pour caractériser la prothèse.

3.3.6.3.5 Avantage et inconvénient

La zircone peut principalement être employée selon deux techniques différentes. Le premier, en tant que « métal blanc » pour la fabrication de coiffes (pour couronnes unitaires) et de armatures pour prothèses fixes ; de telles structures de support doivent être recouvertes de céramique, afin d'obtenir la forme occlusale et anatomique finale.

Cela permet d'améliorer fortement les propriétés esthétiques des restaurations en zircone, bien qu'un problème se pose : le besoin d'adapter les propriétés mécaniques et le comportement des deux matériaux différents. En fait, les complications les plus fréquentes des restaurations en zircone-céramique sont l'écaillage du matériau de recouvrement lui-même ; pour cette raison, plus récemment, la possibilité d'utiliser de la zircone comme matériau « monolithique », façonnée dans la morphologie dentaire anatomique et esthétique finale, a été préconisée.

En offrant des prothèses monolithiques, les cliniciens sont en mesure de surmonter l'un des problèmes majeurs associés aux restaurations multicouches, à savoir la fracture de la couche de recouvrement à faible résistance, généralement en céramique dentaire feldspathique. Cependant, lors de l'utilisation d'une restauration en zircone monolithique, d'autres problèmes cliniques peuvent survenir et doivent être pris en compte, tels que l'usure de la dent antagoniste. Des études ont montré qu'une zircone parfaitement polie permet d'éviter ce phénomène d'usure.
La phase tétragonale est métastable et peut se transformer en phase monoclinique en réponse à des stimulis mécaniques tels qu'une fissure à la surface de la céramique. Le stress est construit à l'extrémité de la fissure qui déclenchera la transformation. Cette transformation au niveau du site de fracture s'accompagne d'une augmentation de volume d'environ 4% car les cristaux monocliniques ont une taille plus grande.

Ce mécanisme empêche la propagation de la fissure résultant en une augmentation des propriétés mécaniques.

La zircone a une grande ténacité à la rupture, 9-10 MPa et la résistance à la flexion, 900-1200 MPa, est environ deux fois plus élevée que celle de l'alumine.

La propagation d'une fissure n'est pas totalement empêchée.

Dans une revue récente des restaurations céramo-céramiques,[64] il a été rapporté que les études cliniques à long terme sur les restaurations supportées par la zircone étaient rares et dans les études examinées, les taux de survie clinique étaient de 92,7-100% après 3 ans pour les couronnes simples.

Les données cliniques de 2010 sur la performance clinique des restaurations fixées en zircone sont listées dans le tableau suivant.[65] [66] [67] [68] [69] [70] [71] [72]

[64] Miyazaki et al., « Current status of zirconia restoration ».
[65] Philipp et al., « Novel ceria-stabilized tetragonal zirconia/alumina nanocomposite as framework material for posterior fixed dental prostheses: preliminary results of a prospective case series at 1 year of function ».
[66] Roediger et al., « Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: four-year clinical results ».
[67] Vigolo et Mutinelli, « Evaluation of zirconium-oxide-based ceramic single-unit posterior fixed dental prostheses (fdps) generated with two cad/cam systems compared to porcelain-fused-to-metal single-unit posterior fdps: a 5-year clinical prospective study ».
[68] Ortorp, Kihl, et Carlsson, « A 5-year retrospective study of survival of zirconia single crowns fitted in a private clinical setting ».
[69] Kern et al., « Five-year clinical evaluation of all-ceramic posterior fdps made of in-ceram zirconia ».
[70] Salido et al., « Prospective clinical study of zirconia-based posterior four-unit fixed dental prostheses: four-year follow-up ».
[71] Pelaez et al., « A four-year prospective clinical evaluation of zirconia and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses ».
[72] Rinke et al., « Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: 7-year clinical results ».

Figure 9 : Performance clinique des restaurations fixes en zircone

Auteurs [Ref] (Année)	Matériaux	Type de restaurations	Temps moyen	Taille de l'échantillon	Complication du cadre	Complication de placage	Taux de survie, %
Philipp et al. [144] (2010)	Nanozir, Hint-Els	3 unités FPD	1 an	8	0	0	100
Roediger et al. [145] (2010)	Cercon smart ceramics: Degudent	3-4 unités FPD	4 années	99	1	13	98,9
Vigolo et al. [146] (2011)	Procera: Nobel Biocare	Couronnes individuelles	5 années	20	0	2	79
	LAVA: 3M ESPE	Couronnes individuelles	5 années	20	0	1	85
Sorrentino et al. [147] (2012)	Procera: Nobel Biocare	3 unités FPD	5 années	48	0	3	100
Örtorp et al. [148] (2012)	Procera: Nobel Biocare	Couronnes individuelles	5 années	216	0	6	88,3
Kern et al. [149] (2012)	In-Ceram Zirconia: Vita	3-4 unités FPD	5 années	20	3	Inconnu	90
Salido et al. [150] (2012)	LAVA: 3M ESPE	4 unités FPD	4 années	17	3	5	76,5
Pelaez et al. [151] (2012)	LAVA: 3M ESPE	3 unités FPD	4 années	20	0	2	95
Rinke et al. [152] (2012)	CerconBase: Degudent	3-4 unités FPD	7 ans	97	5	23	83,4

Source : Miyazaki et al., « Current status of zirconia restoration », 2013

Une revue[73] montre que malgré l'avantage optique des restaurations à base de zircone sur les restaurations céramo-métalliques, la reproduction des teintes avec des restaurations à base de zircone reste difficile[74].

Cela peut être causé par la nature multifactorielle de la reproduction de l'ombre dans ces restaurations. En fait, différentes couches d'une restauration à base de zircone jouent leurs rôles individuels et affectent la couleur finale de la restauration. Ces couches comprennent (de l'intérieur vers l'extérieur): substrat, ciment, chape de zircone et céramique cosmétique. Les procédures de laboratoire peuvent également être considérées comme un autre facteur. La couleur finale est le résultat de l'effet de tous les facteurs.

3.3.6.3.6 Précision de l'ajustement des céramiques polycristallines à base de zircone stabilisée

L'ajustement marginal des restaurations en zircone dépend de la configuration et de la conception des préparations dentaires, de la précision du système de balayage, du type d'usinage et des procédures de recouvrement mais le vieillissement ne semble pas influencer l'intégrité marginale à long terme.[75]

3.3.6.3.7 Usure de la zircone et de l'antagoniste

Une revue[76] révèle que **d**es études de laboratoire ont montré que la zircone monolithique provoque une usure comparable des antagonistes par rapport à d'autres céramiques, et ce taux d'usure est dans la plage physiologique rapportée dans la littérature. Certaines de ces études ont comparé différentes techniques de finition de surface pour des restaurations en zircone monolithique, telles que le polissage par rapport au glaçage, et ont mis en évidence que les surfaces polies entraînaient une usure moindre de l'antagoniste par l'émail. [77][78][79][80]

Un polissage parfait de toute restauration de zircone monolithique est donc très important.

---

[73] Tabatabaian, « Color in zirconia-based restorations and related factors: a literature review: color in zirconia-based restorations ».
[74] Vichi et al., « Color related to ceramic and zirconia restorations: a review ».
[75] Reich et al., « Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems ».
[76] Silva et al., « Dental ceramics: a review of new materials and processing methods ».
[77] Stawarczyk et al., « Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear ».
[78] Lawson et al., « Wear of enamel opposing zirconia and lithium disilicate after adjustment, polishing and glazing ».
[79] Park et al., « Antagonist wear of three cad/cam anatomic contour zirconia ceramics ».
[80] Jung et al., « A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain ».

Une étude clinique[81] a évalué l'usure de la surface occlusale des couronnes de zircone monolithique sur des prémolaires et molaires et les résultats ont montré que la zircone monolithique favorisait un taux d'usure de surface acceptable de la surface de l'antagoniste (émail naturel ou céramique) après deux ans.

Par conséquent, les restaurations monolithiques avec une bonne finition de surface ne sont pas susceptibles de porter de manière significative l'élément antagoniste. Cependant, le suivi de ces restaurations Y-TZP est important, car s'il y a une diminution de la qualité de la surface, leur potentiel d'usure augmentera considérablement.

La zircone s'est avérée être un matériau de structure durable et fiable capable d'inhiber la croissance des fissures.

Des études cliniques ont montré que la zircone est abrasive à la dentition opposée et qu'elle provoque une usure excessive de la structure dentaire

D'autres études in vivo sont en cours et ont démontré que la zircone polie donnait une résistance à l'usure élevée et une usure antagoniste inférieure à celle des porcelaines. D'autre part, de nouveaux matériaux de génération de zircone laissent les surfaces des antagonistes lisses, exactement comme l'émail naturel. [82]

Il y a encore beaucoup à apprendre sur la zircone et la production de chapes et d'armature en zircone. D'autres études avec des échantillons de plus grande taille et des périodes de suivi plus longues sont nécessaires pour étudier les facteurs d'influence possibles des défaillances techniques.

[81] Lohbauer et Reich, « Antagonist wear of monolithic zirconia crowns after 2 years ».
[82] Preis et al., « Wear performance of dental ceramics after grinding and polishing treatments ».

3.3.6.4. Tableaux récapitulatif des principales propriétés des blocs disponibles en CFAO direct [83]

Tableau 3 : Structure et indication des céramiques disponibles en CFAO directe

	Céramiques feldspathiques et renforcées de leucite	Disilicate de lithium et oxyde de zirconium et silicate de lithium	Zircone
Microstructure	Matrice vitreuse + charges cristallines (Feldspath, Leucite)	Matrice vitreuse + Disilicate de lithium Oxyde de zirconium et silicate de lithium	Polycristallin
Résistance à la flexion	Faible: 160 MPa avant collage	Haut: 370 à 420 MPa avant collage	Très élevé: 800 à 1200 MPa
Propriétés optiques	Excellent	Bien	Moyen / Faible
Aptitude de liaison	Excellent	Excellent	Moyen / Faible
Les indications	Placage Chips Inlay Onlay Overlay Couronne Endocrown V-Prep Endo V-Prep	Inlay Onlay Overlay placage Couronne Endocrown V-Prep Endo V-Prep Pont de faible mesure dans la partie antérieure Piliers	Pont de la Couronne
Avantage	Expérience clinique Esthétique Large gamme (nuances) Translucidité	Expérience clinique (e.max) Esthétique Résistance mécanique Large gamme (nuances, translucidité)	Force mécanique
Désavantage	Fragilité relative Translucidité	Moins de lumière que la céramique feldspathique conventionnelle	Mise en œuvre de la translucidité esthétique
Blocs disponibles	Mark II (Vita) Triluxe / Triluxe Forte (Vita) Vraie vie (Vita) Cerec bloc / Cerec PC (Sirona) Empress CAD (Ivoclar-Vivadent)	e.max CAD (Ivoclar-Vivadent) Suprême / Suprinity FC (Vita) Celtra (Dentsply)	Bruxzir (Bruxzir) YZ HT (Vita)

Source : Lambert et al., « Dental biomaterials for chairside CAD/CAM », 2017

Tableau 4 : Propriétés mécaniques des blocs de céramiques disponibles en CFAO directe

Céramique	Blocs disponibles	Force biaxiale (MPa)	CTE ($.10^{-6}$ / K)	Module d'Young	Densité (g / cm^3)	Dureté Vickers
Céramique feldspathique	VMII Triluxe / forte Cerec bloc	154 ± 15	9,4 ± 0,1	45 ± 0,5	2,44 ± 0,001	640 ± 20
Céramique renforcée de leucite	Empress CAD	160	17.5	62	Non précisé	6200 MPa
Céramique au Disilicate de Lithium	E.max CAD	Précristallisé: 130 ± 30 Cristallisé: 360 ± 30	10,45 ± 0,4	95 ± 5	2,5 ± 0,1	Précristallisé: 5400 ± 200 Cristallisé: 5800 ± 200
Céramiques au silicate de lithium et à l'oxyde de zirconium	Suprinité	Environ. 540	Environ. 12,3	Environ. 70	Non précisé	Environ. 7000 Mpa
	Celtra duo	Poli: 210 Cuisson de glaçage: 370	11,8	Environ. 70	2,6	700
Zircone	Bruxzir	> 800	11	Non précisé	6,05	Non précisé
	YZ HT	Environ 1200	Environ. 10.5	Environ. 210	Environ. 6,05	12 Gpa

Source : Lambert et al., « Dental biomaterials for chairside CAD/CAM », 2017

[83] Lambert et al., « Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art ».

3.4 Les composites usinables par la CFAO

3.4.1 Généralités[84][85]

Les composites sont de plus en plus utilisés en prothèse et sont usinables en CFAO car ils possèdent d'excellentes propriétés mécaniques, esthétiques et biocompatibles.

Le composite est composé d'une matrice résineuse constituée d'une part de monomères et d'autre part de charges. La polymérisation entraîne la liaison entre les différents monomères.

Les blocs de résines composites commercialisés pour la CFAO présentent de nombreux avantages par rapport à la céramique :

- Les blocs de composites sont plus tolérants au fraisage et endommagent moins les fraises d'usinage ce qui contribue à un fraisage plus rapide et permet une meilleure adaptation marginale. La réalisation du contour de la couronne ne prend finalement que 6 minutes.
- Il y a par conséquent une facilité de fabrication des prothèses : un ensemble de fraises CAO/FAO relativement couteuses qui seraient utilisées pour réaliser 5 à 10 couronnes céramiques, pourraient usiner facilement bien plus de 100 couronnes composites.
- Pas de nécessité de réaliser un traitement thermique après fraisage.
- Le composite peut être facilement poli lors de la pose clinique en bouche et peut être corrigé pour régler l'occlusion.
- La réintervention est également facilitée comparée aux céramiques qui peuvent aisément partir en éclat. La possibilité d'une réparation intra orale est plus aisée et les défauts mineurs induits sont très peu visibles à l'œil nu.
- CAO et FAO, peuvent être ainsi réalisées facilement en une seule séance en cabinet.

3.4.2 Propriétés des composites

Les charges présentes dans le composite améliorent les propriétés des résines. Les propriétés mécaniques et physiques sont favorablement modifiées par l'augmentation du nombre de charge. Plus

[84] Ruse et Sadoun, « Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications ». 2014
[85] Lambert et al., « Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art ».

la taille de cette dernière est réduite meilleure sont la finition de la surface, l'esthétique et la résistance à l'usure. [86]

Les propriétés mécaniques des composites restent tout de même inférieure à celle des céramiques. Les composites sont moins résistant mécaniquement parlant. Ses faibles propriétés mécaniques expliquent également un taux de survie plus faible dans la cavité buccale comparées aux céramiques. En effet une prothèse en composite à tendance à s'user au fur et à mesure de la mastication, du pH de l'alimentation, du brossage. Cependant la même restauration en céramique facilite l'usure de la dent naturelle antagoniste. [87] [88]

Le composite usiné par CFAO a une rigidité élevée par rapport à l'émail et la dentine mais une résistance à la flexion beaucoup plus faible. Le composite est le matériau le moins fragile. La fracture de la céramique est bien plus rapportée dans la littérature comme un inconvénient majeur que celle du composite. [89] [90]

La biocompatibilité est une option importante à prendre en compte. La polymérisation des résines n'est jamais complète. Certains monomères sont libres ou partiellement liés à la chaine. Le taux de conversion s'explique par la quantité résiduelle de monomères non encore polymérisée lors de la prise du matériau. Ainsi plus le taux de conversion est élevé meilleure sera la biocompatibilité. [91]

Les blocs de composites usinables ont une polymérisation sous pression allant jusqu'à des milliers de bars ainsi qu'une polymérisation thermique. Le taux de conversion peut atteindre facilement 90 à 95 %. Au laboratoire dentaire, les prothèses en composite ont un taux de conversion de 70 à 80 %. Ce dernier diminue encore lors de la réalisation de restauration directe, aux alentours de 50 à 60 %. Les blocs de composites usinés semblent être le moins toxique pour la cavité buccale. [92] [93]

[86] Lambert et al. 2017
[87] Mainjot et al., « From Artisanal to CAD-CAM Blocks »
[88] Frank A. Spitznagel et al., « Adhesive Bonding to Hybrid Materials: An Overview of Materials and Recommendations »
[89] Mainjot et al., « From Artisanal to CAD-CAM Blocks : state of the art of indirect composites ».
[90] Spitznagel et al., « Adhesive bonding to hybrid materials: an overview of materials and recommendations ».
[91] Lambert et al., « Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art ».
[92] Lambert et al.
[93] Ruse et Sadoun, « Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications ».

3.4.3 Indications des composites usinables par CFAO[94 95 96]

Le composite usiné actuellement est commercialisé par la société 3M ESPE. Il a été mis sur le marché en 2010 sous le nom de PARADIGM MZ100. Ce dernier est présent sous différentes nuances pour faire face à la demande esthétique.

Ce composite peut être indiqué dans les cas suivants :

- Facettes, inlay onlay
- Couronnes unitaires antérieures et postérieures
- Bridges antérieurs et postérieurs de 3 éléments.

3. 5 Les matériaux hybrides en CFAO[97 98]

Figure 10 : Différents blocs de composites

Source : Lambert et al., « Dental biomaterials for chairside CAD/CAM », 2017

Les matériaux précédemment décrits présentent plusieurs avantages mais ont tout de même des limites. En effet La recherche en biomatériaux contribue à pallier à ces limites. L'objectif est de mettre sur le marché un matériau alliant les avantages de la céramique et du composite. La dentisterie d'aujourd'hui se veut biomimétique et la recherche se fait dans ce sens.

[94] Lambert et al., « Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art ».
[95] Mainjot et al., « From Artisanal to CAD-CAM Blocks : state of the art of indirect composites ».
[96] Ruse et Sadoun, « Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications ».
[97] S.D. Horvath, « Key Parameters of hybrid materials for CAD/CAM-Based Restorative dentistry ».
[98] Ruse et Sadoun, « Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications ».

Depuis quelques années des nouveaux matériaux appelés « double network hybrid materials» sont apparus. Ce sont des matériaux qui présentent deux réseaux interpénétrés de céramique et de polymère. On parle de matériaux hybrides.L'avantage est qu'ils associent les qualités esthétiques et la stabilité de la céramique tout en évitant la fragilité de la céramique grâce aux réseaux de polymères intégrés.Les hybrides diffèrent du composite car ils sont composés d'une matrice céramique et d'un liant résineux alors que le composite est constitué d'une matrice résineuse et d'un renfort : les charges. Ces nouveaux matériaux ont été créés ainsi pour mimer le comportement mécanique de la dent. La céramique traditionnelle a un module d'élasticité supérieur à celui de l'émail alors que le composite à un module inférieur à celui de la dentine. Les matériaux hybrides ont un module d'élasticité qui a une valeur intermédiaire entre celui de la dentine et de l'email, ce qui les rend résistants. De plus leur résistance à la flexion est très proche de celle de la dentine.

Le matériau hybride ne nécessite pas de cuisson après usinage car elle dénaturerait la matrice de polymère en entraînant une combustion du composite et diminuerait les propriétés du matériau. La fabrication de la pièce prothétique est par conséquent facilitée. Nous allons nous intéresser aux matériaux hybrides usinés pour la CFAO. Il en existe trois :

Figure 11 : Composition des matériaux hybrides

Marque	Fabricant	Monomères	Réseaux de céramiques	% de céramiques
Lava Ultimate	3M Espe	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA TEGDMA	Dioxyde de silice et de zircone	80
Vita Enamic	Vita	UDMA, TEGGDMA	Céramique feldspathique enrichie à l'oxyde d'aluminium	86
Cerasmart	GC	Bis-MEPP, UDMA, DMA	Silice, verres de barium	71

Source : Horvath, « Key parameters of hybrid materials for cad/cam-based restorative dentistry», 2016

3.5.1. Le Lava™ Ultimate de 3M Espe™

3.5.1.1. Généralités[99]

C'est le premier matériau hybride qui possède les caractéristiques de la céramique et du composite. Il est proposé sur le marché par la société 3M qui a également commercialisé le Paradigm MZ100. Ce matériau hybride ressemble énormément au dernier au niveau de la microstructure mais les proportions des polymères et des céramiques sont différentes. Ce bloc de matériau hybride est composé d'une matrice de résine infiltrée par 80% en poids de nanoparticules de zircone et de silice. La taille des particules de céramiques est inférieure à 100nm.

3.5.1.2. Propriétés du Lava ULTIMATE[100] [101]

Lava Ultimate présente les mêmes caractéristiques que la dent naturelle. La résistance à la flexion est d'environ 200MPa, le module de Young de 15GPa. Ces propriétés permettent de l'indiquer plus facilement pour des restaurations unitaires sur dent naturelle.

A travers ce nouveau matériau mis sur le marché, 3M Espe veut améliorer les propriétés du composite Paradigm. Les propriétés physiques sont meilleures comparées au composite. Il présente l'avantage d'être plus résistant à l'usure que le composite traditionnel.

Le matériau hybride présente un nombre de charges plus important. Ceci permet d'augmenter la résistance comparée à celle des composites. De plus la présence des charges plus volumineuses permet une plus grande résistance à la propagation des fissures ce qui explique que LAVA ULTIMATE résiste mieux à l'usure grâce à sa microstructure.

Il est moins fragile que les céramiques. Par conséquent le matériau résiste mieux au « chipping » et aux fissures lors de l'usinage. Les bords des pièces usinées sortent lisses et de meilleure qualité.

Cependant la matrice de polymère s'use plus rapidement que la céramique et devient ainsi plus abrasive par rapport à une dent antagoniste naturelle. Il est alors très important de réaliser un très bon polissage de la restauration afin de retarder dans le temps cette abrasion.

Le matériau réagit bien aux techniques de collage, et peut même subir des réparations par ajout de composite. Il ne nécessite pas de traitement thermique après fraisage. La photo-polymérisation est indiquée uniquement en cas de maquillage. Ce matériau rend donc possible le maquillage pour le secteur antérieur.

---

[99] Horvath, « Key parameters of hybrid materials for cad/cam-based restorative dentistry »..
[100] Lambert et al., « Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art ».
[101] Spitznagel et al., « Adhesive bonding to hybrid materials: an overview of materials and recommendations ».

Le polissage est également plus aisé, et est obtenu en utilisant la séquence habituelle. Le résultat poli et brillant montre une bonne longévité à moyen terme.

Il faut garder à l'esprit que Lava Ultimate contient du Bis-phénol A. La biocompatibilité peut être remise en question. Il est ainsi très important de respecter à la lettre le protocole du fabricant pour atteindre un taux de conversion le plus élevé.

3.5.1.3. Indications[102]

Sa résistance à la flexion est proche de celle de la dent naturelle, il devient donc un matériau de choix pour les reconstitutions postérieures.
Il est ainsi possible de réaliser des couronnes unitaires postérieures, des bridges de 3 éléments, des inlays et onlays.
La possibilité de maquillage des prothèses permet de restaurer dans le secteur antérieur également : couronne antérieure, venerlay, bridge de 3 éléments.

3.5.2. L'Enamic® de Vita™,PICN (polymer infiltrated ceramic network material)

3.5.2.1 Présentation du matériau

EN 2012, la société Vita débute la commercialisation d'un nouveau matériau, Vita ENAMIC. Il est présenté sous la forme d'un polymère infiltré dans une céramique poreuse, générant un réseau interpénétré. [103]
On le retrouve sous plusieurs noms comme un « composite poreux à squelette céramique » ou « composite infiltré », on parle aussi de « polymer infiltrated ceramic network material » ou de PICN. [104] [105]

Les deux réseaux s'interpénètrent et forment intrinsèquement une structure intacte. Cette dernière diffère du Lava Ultimate proposé par 3M ESPE, Seefeld, Allemagne car ce sont des particules de céramique qui vont entourer une matrice polymère.

[102] Lambert et al., « Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art ».
[103] Silva et al., « Dental ceramics: a review of new materials and processing methods ».
[104] Silva et al.
[105] Lambert et al., « Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art ».

Ce matériau a été développé sur la base de la céramique infiltré de verre (selon les systèmes IN-Ceram de Vita). Cependant l'infiltration d'une résine dans une céramique poreuse reste toute de même différente de l'infiltration de verre. [106] [107]

Figure 12 : Comparaison en MEB (**microscope électronique à balayage)**

de la structure IN-Céram Alumina (en haut) et PICN (en bas)

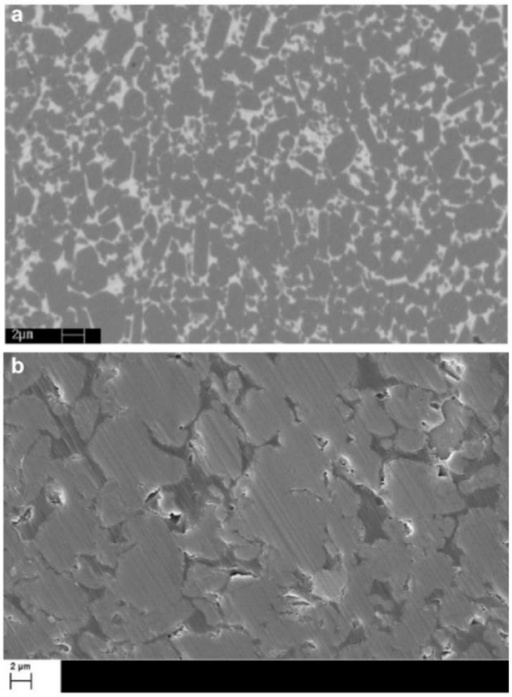


Fig. 1 – Comparison of the microstructure of two IPN based dental systems: In-Ceram® ALUMINA (a), and Enamic resin infiltrated glass-ceramic (b).

Source : Swain et al., « Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials», 2016

Dans cette figure, il est facilement remarquable la structure de la céramique est plus dense que celle de la Lava Ultimate. Malgré les mêmes procédés de fabrications, ces deux matériaux sont différents.

Il présente une matrice de céramique feldspathique poreuse 86% en poids et est infiltrée par un autre réseau de monomère d'uréthane di méthacrylate (UDMA). Il est polymérisé sous haute température et haute pression afin d'optimiser ses propriétés mécaniques et physiques. [108]

Le traitement thermique après usinage n'est pas nécessaire, c'est un matériau qui est apprécié par les prothésistes et les praticiens souhaitant optimiser leur temps de travail. [109]

[106] Silva et al., « Dental ceramics: a review of new materials and processing methods ».
[107] Lambert et al., « Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art ».
[108] Spitznagel et al., « Adhesive bonding to hybrid materials: an overview of materials and recommendations ».
[109] Spitznagel et al.

3.5.2.2 Propriétés du matériau[110] [111]

Le PICN combine les propriétés de la céramique et du polymère. Il se compose d'une structure hybride avec deux réseaux interpénétrés de céramique et de polymère : on parle alors d'un double réseau hybride.

Ce matériau hybride a l'avantage de présenter un module d'élasticité inférieur d'environ 50% à celui des céramiques feldspathiques. Il est donc plus proche de celui de la dentine. Il est par conséquent plus facile à fraiser, à ajuster, et réparable aisément par adjonction de résines composites.

Comparativement aux céramiques dentaires, il a été prouvé que ce PICN avait un module d'élasticité plus faible et une plus grande tolérance aux dommages.

La partie polymérique a une résistance inférieure à 30MPa et le réseau céramique a une résistance d'environ 160MPa tandis que le PICN final a une résistance de 135MPa. Le PICN étant un matériau hybride, les propriétés sont intermédiaires entre celles des céramiques et des résines chargées de particules.

Le retrait de durcissement de la résine est de 5% alors que pour les systèmes In-Ceram, le retrait de durcissement du verre est de 1% seulement. Cette différence de retrait joue un rôle dans les propriétés optiques du matériau. Ce retrait entraine des contraintes entre le réseau de céramique et le polymère. Ceci conduit à une opacité plus élevée du fait des interstices développés à l'interface des deux réseaux. Le choix de la résine, l'application de haute pression pendant la phase de durcissement et le processus de silanisation ont amélioré la liaison entre céramique et polymère. Il a ainsi été possible de surmonter les problèmes esthétiques dans une moindre mesure en augmentant la translucidité du matériau.

Cependant l'Enamic a été monté pour être moins translucide que IPS E. Max ou Lava Ultimate. Des travaux ont également montré que la surface de PICN n'est pas aussi brillante que celles obtenues pour les deux autres matériaux. Néanmoins la résistance aux taches de PICN était supérieure à celle mesurée pour le Lava Ultimate et inférieure à celles rapportée pour IPS E. Max. [112]

Silva et coll. exposent dans leur revue certains résultats des études antérieures concernant l'usure du PICN. Les simulations cliniques montrent des résultats promoteurs pour l'ENAMIC. Une simulation de mastication de cinq ans a démontré qu'aucune des couronnes Enamic n'a échoué, alors que six IPS E. Max ont eu des fissures mineures et douze restaurations Vita Mark II ont révélé des fissures importantes. Cela met en évidence le caractère fragile des céramiques et par conséquent ce matériau hybride peut pallier à cet inconvénient majeur. [113] Cette tendance de résultats a été également montré dans la revue de Minjot et coll.

---

[110] Lambert et al., « Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art ».
[111] Silva et al., « Dental ceramics: a review of new materials and processing methods ».
[112] Silva et al.
[113] Silva et al.

C'est un matériau intéressant car la matrice résineuse permet d'arrêter les fissures, ce qui le rend très compatible avec les restaurations postérieures. Il présente une très bonne résistance mécanique avec un module d'élasticité de 30 GPA proche de la dentine et inférieur à la céramique, ce qui lui permet d'amortir les contraintes occlusales en réduisant le risque de fracture. [114][115]

La dureté de Vita Enamic se rapproche de celle de la dentine contrairement à la dureté des céramiques qui ont des valeurs proches de l'émail. L'Enamic n'exerce pas donc d'usure excessive des dents antagonistes. [116]

Cette valeur de dureté joue un rôle important. En effet elle permet un usinage plus rapide et une moindre usure des instruments de fraisage. Le matériau étant plus tendre, l'usinage des blocs est plus rapide et l'usure des fraises est moins importante qu'avec l'usinage des céramiques traditionnelles. Ce matériau présente une capacité de déformation ce qui n'est pas le cas des céramiques. Cela implique une meilleure capacité de distributions des contraintes. [117] [118].

Il est possible d'obtenir des bords précis avec une bonne adaptation marginale sans le phénomène d'écaillement typique des céramiques classiques avec des épaisseurs de paroi de 0,3mm. Les facettes en VITA ENAMIC peuvent même être réduites jusqu'à 0,2mm. [119][120]

Par conséquent en résumant les avantages de ce nouveau matériau sont[121] :

- Pas de phénomène de chipping
- Module d'élasticité (30GPa) compris entre celui de l'émail (50 à 100GPa) et celui de la dentine (15 à 20 GPa)
- Résistance à la flexion et dureté comparable à certaines vitrocéramiqes
- Faible toxicité dû à l'absence de bisphénol A
- Moins d'usure de la dent antagoniste dans le temps

PICN peut être ainsi un matériau hybride regroupant la majorité des avantages des céramiques et composites résine.

3.5.2.3. Indications de Vita Enamic[122] [123] [124]

[114] Horvath, « Key parameters of hybrid materials for cad/cam-based restorative dentistry ».
[115] Mainjot et al., « From Artisanal to CAD-CAM Blocks : state of the art of indirect composites ».
[116] Horvath, « Key parameters of hybrid materials for cad/cam-based restorative dentistry ».
[117] Horvath.
[118] Swain et al., « Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials ».
[119] Mainjot et al., « From Artisanal to CAD-CAM Blocks : state of the art of indirect composites ».
[120] Spitznagel et al., « Adhesive bonding to hybrid materials: an overview of materials and recommendations ».
[121] Mainjot et al., « From Artisanal to CAD-CAM Blocks : state of the art of indirect composites ».
[122] Swain et al., « Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials ».
[123] Silva et al., « Dental ceramics: a review of new materials and processing methods ».
[124] Lambert et al., « Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art ».

Ce matériau innovant semble fiable et particulièrement adapté à des situations d'usure et de contraintes occlusales extrêmes. Il a une grande capacité à faire face à une charge de fatigue occlusale importante. Il est donc facilement indiqué dans les restaurations postérieures unitaires, inlay, onlay et traitements prothétiques sur implants rigides.

Il permet d'utiliser de très faibles épaisseurs de matériaux pour réaliser des restaurations. Ceci est intéressant pour la réalisation des facettes. Cependant le manque de nuances de gradient, le maquillage nécessaire à un bon résultat esthétique limitent son utilisation dans la région antérieure.

3.5.3. Le Cerasmart™ de GC™, en 2014

3.5.3.1 Propriétés

Cerasmart est un composite hybride commercialisé par la société japonaise GC. Il est composé de nanoparticules de céramiques intégré dans un réseau de polymère hautement comprimé. La matrice résineuse représente 29% alors que les nano céramiques feldspathiques 71%.[125] [126]

Ces fines particules de verres de dimensions égales sont noyées régulièrement dans la matrice, et dispersées de manière homogène grâce à un traitement sous haute pression. Les charges étant mieux réparties, la transmission des contraintes est plus homogène, et ces dernières sont mieux amorties. Le matériau possède une résistance à la flexion de 220MPa à 240MPa. Ceci le rendrait plus résistant aux fractures. Il peut s'adapter aux situations cliniques les plus difficiles.

Son fraisage est rapide et précis, l'adaptation marginale nette et sa bonne résistance au « chipping » laissent supposer un joint marginal préservé dans le temps. [127]

Sa manipulation est également très aisée, le polissage et les retouches étant facilement réalisables, il n'est pas difficile d'obtenir une surface hautement brillante. [128]

3.5.3.2 Indications[129]

Le matériau présente deux gammes de translucidité avec plusieurs teintes. Il est plus aisé de s'adapter à la dent sous-jacente. Il permet d'avoir bon équilibre entre fluorescence et opalescence pour mieux imiter la dent naturelle. Il peut être indiqué pour les facettes.

[125] Horvath, « Key parameters of hybrid materials for cad/cam-based restorative dentistry ».
[126] Spitznagel et al., « Adhesive bonding to hybrid materials: an overview of materials and recommendations ».
[127] Spitznagel et al.
[128] Mainjot et al., « From Artisanal to CAD-CAM Blocks : state of the art of indirect composites ».
[129] Mainjot et al.

En termes de restaurations postérieurs, Cerasmart peut être utilisé dans les cas d'inlay onlay couronnes unitaires. Il possède quasiment les mêmes indications que la résine composite mais Cerasmart possède en plus les avantages d'un matériau hybride.

Dans la même lignée de Cerasmart, une autre société japonaise, Shofu Inc., a commercialisé Shofu Block HC. Composé de 61% de particules de céramiques, il possède les mêmes propriétés et indications que Cerasmart de GC. Il est également considéré comme un matériau hybride. [130][131]

Suite à cette analyse précédente, on arrive à séparer les matériaux hybrides en 2 groupes : les composites hybrides (ou nanocéramiques) et céramique hybride. La seule céramique hybride reconnue en tant que telle aujourd'hui est le Vita Enamic. En effet il est considéré comme le matériau hybride regroupant la majorité des avantages des céramiques et des composites.

Les composites hybrides à savoir Lava Ultimate, le Cerasmart et Shofu Block HC sont considérés comme un matériau résine avec une adjonction de certaines propriétés de céramiques.

[130] Spitznagel et al., « Adhesive bonding to hybrid materials: an overview of materials and recommendations ».
[131] Horvath, « Key parameters of hybrid materials for cad/cam-based restorative dentistry »..

3.5.4 Tableau récapitulatif. [132]

Tableau 5 : Tableau récapitulatif de l'ensemble des matériaux

Caractéristiques	Composite	Composite Hybride	Céramique Hybride
Microstructure	Réseau de polymères	Nanocéramiques dans un réseau de polymères	Réseau de céramiques infiltré de polymères
Résistance à la flexion	Faible	Faible	Faible
Propriétés optiques	Faible	Medium	Medium
Indications	Inlay, onlay, venerlay couronne, bridge de 3 éléments	Inlay, onlay, overlay, venerlay, couronne (de moins en moins en Lava Ultimate), bridge e 3 éléments	Inlay, onlay overlay, Couronne
Avantages	Mise en œuvre facile, réparation facile, fraisage rapide	Mise en œuvre facile, réparation facile, fraisage rapide, propriétés mécaniques	Mise en œuvre facile, fraisage rapide, propriétés mécaniques
Inconvénients	Peu esthétique	Durabilité, plus ou moins esthétique	Durabilité, plus ou moins esthétique
Noms Commerciaux	Paradigm MZ100	Lava Ultimate, Cerasmart, Shofu Block HC	Vita Enamic

Source : Lambert et al., «Dental biomaterials for chairside CAD/CAM», 2017

[132] Lambert et al., « Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art ».

Conclusion

Actuellement la CFAO en odontologie ne semble pas avoir séduit l'ensemble des praticiens, mais elle ne cesse d'évoluer et de se perfectionner.

Elle bouleverse les habitudes traditionnelles et a permis l'avènement de nouveaux matériaux élargissant ainsi les indications cliniques.

L'étude menée a permis de mettre à jour les matériaux les plus utilisés en CFAO : les céramiques, les composites et les matériaux hybrides.

Tous les matériaux disponibles en odontologie sont usinables mais l'inverse n'est pas vrai.

Les inconvénients majeurs des métaux, à savoir la faible biocompatibilité et l'esthétique, ont poussé les laboratoires à développer de nouvelles céramiques, les polycristallines alliant de très bonnes propriétés mécaniques, esthétiques et biologiques. Une de ces céramiques est la Zircone qui n'est usinable que par la CFAO.

Les composites permettent de pallier au comportement fragile des céramiques mais leurs indications restent tout de même limitées. Un compromis a été trouvé entre les propriétés des céramiques et composites par l'arrivé sur le marché des matériaux hybrides.

Les avancées technologiques continuent et les techniques additives en CFAO sont en plein essor. En effet, elles diminuent les pertes en matériaux lors de l'usinage et évitent des contraintes imposées par les blocs pour réaliser des formes complexes.

Les systèmes de CFAO commercialisés ne permettent d'usiner qu'un certain nombre de matériaux. Cela restreint également l'utilisation de toute la panoplie disponible, et pousse le praticien à s'enfermer dans la gamme de matériaux usinée par le système.

La CFAO satisfait les nouvelles exigences de la profession et les attentes des patients. Elle s'inscrit ainsi dans une dentisterie moderne et a toutes ses chances de conquérir les indécis.

Effectivement, les matériaux disponibles en CFAO permettent de répondre aux nouveaux concepts de la dentisterie moderne et contemporaine en respectant l'économie tissulaire, l'adhésion, le comportement biomécanique et l'esthétique. Chaque situation est unique et originale. Il n'existe pas à l'heure actuelle un matériau qui puisse répondre à l'ensemble des cas cliniques. Il est important d'étudier une situation clinique et connaître les principales propriétés des matériaux pour pouvoir les indiquer dans un cas particulier.

La CFAO remplit également les exigences du cahier des charges prothétique mais il existe encore des points à améliorer au niveau des systèmes pour faciliter le choix du praticien.

Bibliographie

Alqahtani, N. « Optical properties of CAD-CAM lithium disilicate glass-ceramic in different firing temperatures and thicknesses ». Memoire de master : Sciences in Dentistry, University School of Dentistry, 2016. file:///Users/cyrinekhedhiriderouci h/Downloads/OPTICAL%20PROPERTIES%20OF%20LITHIUM%20DISILICATE%20GLASS%20CERAMIC%20copy%201%20(3).pdf.

AN, R, et K. K. Weber. « Biomaterials, zirconia », 2018. http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK493144/.

Arnetzl, G. « Different ceramic technologies in a clinical long-term comparison ». In *State of the art of CAD/CAM restorations : 20 years of CEREC*, édité par W.H. Mörmann, 65–72. London : Quintessence Publishing Co, 2006.

Bartala, M., et F. Duret. *La CFAO appliquée*. Paris : Édition Espace id., 2014.

Borba, M., M. D. de Araújo, K. A. Fukushima, H. N. Yoshimura, P. F. Cesar, J. A. Griggs, et A. Della Bona. « Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics ». *Dental materials :* 27, nº 7 (2011): 710‑21. https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.04.003.

Bouillaguet, S. « Spécificité des Biomatériaux inlays-onlays adhésifs : pourquoi ? comment ? » *Le journal de la SOP* 14, nº 1 (2011): 25.

Chai, J., F. C. S. Chu, T. W. Chow, et B. M. H. Liang. « Chemical solubility and flexural strength of zirconia - based ceramics ». *The international journal of prosthodontics* 20, nº 6 (2007) : 587‑95.

Christensen, G. J. « Choosing an all-ceramic restorative material : porcelain-fused-to-metal or zirconia-based ? » *Journal of the american dental association* 138, nº 5 (2007) : 662‑65.

Cordelette, M., et F. Jordan-Combarieu. « Évolutions majeures de la CFAO directe ». *ID.L'Information dentaire* 96, nº 20 (2014) : 38‑42.

Denry, I., et J. Holloway. « Ceramics for dental applications: a review ». *Materials* 3, nº 1 (2010) : 351‑68. https://doi.org/10.3390/ma3010351.

Ender, A., et A. Mehl. « Accuracy of complete-arch dental impressions : a new method of measuring trueness and precision ». *The journal of prosthetic dentistry* 109, nº 2 (2013) : 121‑28. https://doi.org/10.1016/S0022-3913(13)60028-1.

Fasbinder, D. J., J. B. Dennison, D. Heys, et G. Neiva. « A clinical evaluation of chairside lithium disilicate cad/cam crowns : a two-year report ». *Journal of the american dental association* 141 Suppl 2 (2010) : 10S-4S.

Fradeani, M., M. D'Amelio, M. Redemagni, et M. Corrado. « Five-year follow-up with procera all-ceramic crowns ». *Quintessence international* 36, nº 2 (2005) : 105‑13.

Guazzato, M., M. Albakry, S. P. Ringer, et M. V. Swain. « Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. part i. pressable and alumina glass-infiltrated ceramics ». *Dental materials* 20, nº 5 (2004) : 255‑77. https://doi.org/10.1016/j.dental.2003.05.003.

Güth, J.-F., D. Edelhoff, H. Ihloff, et G. Mast. « Complete mouth rehabilitation after transposition

osteotomy based on intraoral scanning : an experimental approach ». *The journal of prosthetic dentistry* 112, nº 2 (2014) : 89‑93. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.10.020.

Höland, W., et G. H. Beall. *Glass-ceramic technology : holand/glass ceramic technology*. 2nd ed. Hoboken : John Wiley & Sons, Inc., 2012.

Hollender, M., Y. Allard, J. Richelme, et J.P. Casu. « La CFAO indirecte », 2014.

Horvath, S.D. « Key parameters of hybrid materials for cad/cam-based restorative dentistry ». *Compendium of continuing education in dentistry* 37, nº 9 (2016) : 638‑43.

Ivoclar vivadent. « IPS e.max CAD ». Ivoclar vivadent AG scientific services, 2011. file:///Users/cyrinekhedhiriderouci h/Downloads/IPS+e-max+CAD%20(1).pdf.

Jung, Y. S., J.-W. Lee, Y.-J. Choi, J.-S. Ahn, S.-W. Shin, et J.-B. Huh. « A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain ». *The journal of advanced prosthodontics* 2, nº 3 (2010) : 111. https://doi.org/10.4047/jap.2010.2.3.111.

Kassem, A. S., O. Atta, et O. El-Mowafy. « Survival rates of porcelain molar crowns-an update ». *The international journal of prosthodontics* 23, nº 1 (2010) : 60‑62.

Kelly, J. R., et P. Benetti. « Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice ». *Australian dental journal* 56 Suppl 1 (2011) : 84‑96. https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01299.x.

Kern, T., J. Tinschert, J.-S. Schley, et S. Wolfart. « Five-year clinical evaluation of all-ceramic posterior fdps made of in-ceram zirconia ». *The international journal of prosthodontics* 25, nº 6 (2012) : 622‑24.

Lambert, H., J.-C. Durand, B Jacquot, et M Fages. « Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art ». *The Journal of advanced prosthodontics* 9, nº 6 (2017) : 486‑95. https://doi.org/10.4047/jap.2017.9.6.486.

Landwerlin, O. *L' empreinte optique intra-buccale et ses applications au cabinet dentaire*. Sarrebruck : Éditions universitaires européennes., 2011.

Lawson, N. C., S. Janyavula, S. Syklawer, E. A. McLaren, et J. O. Burgess. « Wear of enamel opposing zirconia and lithium disilicate after adjustment, polishing and glazing ». *Journal of dentistry* 42, nº 12 (2014) : 1586‑91. https://doi.org/10.1016/j.jdent.2014.09.008.

Li, R.W.K., T.W. Chow, et J.P. Matinlinna. « Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology : State of the art ». *Journal of prosthodontic research* 58, nº 4 (2014) : 208‑16. https://doi.org/10.1016/j.jpor.2014.07.003.

Limkangwalmongkol, P., E. Kee, G. J. Chiche, et M. B. Blatz. « Comparison of marginal fit between all-porcelain margin versus alumina-supported margin on procera alumina crowns ». *Journal of prosthodontics* 18, nº 2 (2009) : 162‑66. https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2008.00396.x.

Lohbauer, U., et S. Reich. « Antagonist wear of monolithic zirconia crowns after 2 years ». *Clinical oral investigations* 21, nº 4 (2017) : 1165‑72. https://doi.org/10.1007/s00784-016-1872-6.

Mainjot, A.K, N.M. Dupont, J.C. Oudkerk, T.Y. Dewael, et M.J. Sadoun. « From Artisanal to CAD-CAM Blocks : state of the art of indirect composites ». *Journal of dental research* 95, nº 5 (2016) : 487–495. https://doi.org/10.1177/0022034516634286.

Malau, C. « CFAO et céramo-céramiques usinables, mise en œuvre clinique ». Thèse d'exercice : chirurgie dentaire, Université de Bretagne occidentale, 2016. https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01272695/document.

Miyazaki, T., T. Nakamura, H. Matsumura, S. Ban, et T. Kobayashi. « Current status of zirconia restoration ». *Journal of prosthodontic research* 57, nº 4 (2013) : 236‑61. https://doi.org/10.1016/j.jpor.2013.09.001.

Montazerian, M., et E.D. Zanotto. « Bioactive and inert dental glass-ceramics: dental glass-ceramics ». *Journal of biomedical materials research part a* 105, nº 2 (2017) : 619‑39. https://doi.org/10.1002/jbm.a.35923.

Mörmann, W.H., et CEREC: 20 YC Symposium, éd. *State of the art of CAD/CAM restorations 20 years of CEREC*. London : Quintessence Publishing Co, 2006.

Odman, P., et B. Andersson. « Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study ». *The international journal of prosthodontics* 14, nº 6 (2001) : 504‑9.

Ortorp, A., M. L. Kihl, et G. E. Carlsson. « A 5-year retrospective study of survival of zirconia single crowns fitted in a private clinical setting ». *Journal of dentistry* 40, nº 6 (2012) : 527‑30. https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.02.011.

Park, J.-H., S. Park, K. Lee, K.-D. Yun, et H.-P. Lim. « Antagonist wear of three cad/cam anatomic contour zirconia ceramics ». *The journal of prosthetic dentistry* 111, nº 1 (2014) : 20‑29. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.06.002.

Pelaez, J., P. G. Cogolludo, B. Serrano, J. F. L. Serrano, et M. J. Suarez. « A four-year prospective clinical evaluation of zirconia and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses ». *The international journal of prosthodontics* 25, nº 5 (2012) : 451‑58.

Philipp, A., J. Fischer, C. H. Hämmerle, et I. Sailer. « Novel ceria-stabilized tetragonal zirconia/alumina nanocomposite as framework material for posterior fixed dental prostheses: preliminary results of a prospective case series at 1 year of function ». *Quintessence international* 41, nº 4 (2010) : 313‑19.

Preis, V., M. Behr, G. Handel, S. Schneider-Feyrer, S. Hahnel, et M. Rosentritt. « Wear performance of dental ceramics after grinding and polishing treatments ». *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 10 (2012) : 13‑22. https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2012.03.002.

Rauch, A., S. Reich, et O. Schierz. « Chair-side generated posterior monolithic lithium disilicate crowns: clinical survival after 6 years ». *Clinical oral investigations* 21, nº 6 (2017) : 2083‑89. https://doi.org/10.1007/s00784-016-1998-6.

Reich, S., M. Wichmann, E. Nkenke, et P. Proeschel. « Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems ». *European journal of oral sciences* 113, nº 2 (2005) : 174‑79. https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2004.00197.x.

Rinke, S., N. Gersdorff, K. Lange, et M. Roediger. « Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: 7-year clinical results ». *The international journal of prosthodontics* 26, nº 2 (2013) : 164‑71.

Ritzberger, C., E. Apel, W. Höland, A. Peschke, et V. Rheinberger. « Properties and clinical application of three types of dental glass-ceramics and ceramics for cad-cam technologies ». *Materials* 3, nº 6 (2010) : 3700‑3713. https://doi.org/10.3390/ma3063700.

Roediger, M., N. Gersdorff, A. Huels, et S. Rinke. « Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: four-year clinical results ». *The international journal of prosthodontics* 23, nº 2 (2010) : 141‑48.

Ruse, N.D., et M.J. Sadoun. « Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications ». *Journal of dental research* 93, nº 12 (2014) : 1232‑34. https://doi.org/10.1177/0022034514553976.

Salido, M. P., F. Martinez-Rus, F. del Rio, G. Pradies, M. Ozcan, et M. J. Suarez. « Prospective clinical study of zirconia-based posterior four-unit fixed dental prostheses: four-year follow-up ». *The international journal of prosthodontics* 25, nº 4 (2012) : 403‑9.

Santos, M. J. M. C., M. D. Costa, J. H. Rubo, L. F. Pegoraro, et G. C. Santos. « Current all-ceramic systems in dentistry: a review ». *Compendium of continuing education in dentistry* 36, nº 1 (2015) : 31‑37; quiz 38, 40.

Schaefer, O., M. Decker, F. Wittstock, H. Kuepper, et A. Guentsch. « Impact of digital impression techniques on the adaption of ceramic partial crowns in vitro ». *Journal of dentistry* 42, nº 6 (2014) : 677‑83. https://doi.org/10.1016/j.jdent.2014.01.016.

Shen, J. Z., et T. Kosmač, éd. *Advanced ceramics for dentistry*. Amsterdam : Elsevier-BH, 2014.

Silva, L.H.D, E Lima, R.B;P Miranda, S.S Favero, U Lohbauer, et P.Fr Cesar. « Dental ceramics: a review of new materials and processing methods ». *Brazilian oral research* 31, nº sup.1 (2017) : e58. https://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2017.vol31.0058.

Soenen, A., J.-P. Pia, et I. Emmanuel. « Empreintes conventionnelles versus empreintes optiques pour restaurations céramo-céramiques. » *I.D.L'information dentaire* 97, nº 29 (2015) : 49‑54.

Spitznagel, F.A, A Vuck, P.C Gierthmuehlen, M.B Blatz, S.D Horvath, et P.C Gierthmühlen. « Adhesive bonding to hybrid materials: an overview of materials and recommendations ». *Compendium of continuing education in dentistry* 37, nº 9 (2016) : 630‑37.

Stawarczyk, B., K. Frevert, A. Ender, M. Roos, B. Sener, et T. Wimmer. « Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear ». *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 59 (2016) : 128‑38. https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.11.040.

Swain, M. V., A. Coldea, A. Bilkhair, et P. C. Guess. « Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials ». *Dental materials* 32, nº 1 (2016) : 34‑42. https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.09.009.

Tabatabaian, F. « Color in zirconia-based restorations and related factors: a literature review: color in zirconia-based restorations ». *Journal of prosthodontics* 27, nº 2 (2018) : 201‑11. https://doi.org/10.1111/jopr.12740.

Tanrattana, J., A. Para, et L. Jordan. « Restaurations coronoradiculaires des dents dépulpées par endocouronnes ». *Actualités odonto-stomatologiques*, nº 283 (2017) : 2. https://doi.org/10.1051/aos/2017032.

Unger, F., F. Duret, et A. lebras. *Concepts cliniques en innovation zircone et CFAO*. Paris : Editions SNPMD, 2005.

Vichi, A., C. Louca, G. Corciolani, et M. Ferrari. « Color related to ceramic and zirconia restorations: a review ». *Dental Materials* 27, nº 1 (2011) : 97‑108. https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.018.

Vigolo, P., et S. Mutinelli. « Evaluation of zirconium-oxide-based ceramic single-unit posterior fixed dental prostheses (fdps) generated with two cad/cam systems compared to porcelain-fused-to-metal single-unit posterior fdps: a 5-year clinical prospective study ». *Journal of prosthodontics* 21, n° 4 (2012) : 265‑69. https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2011.00825.x.

Willard, A., et T. W. Gabriel Chu. « The science and application of IPS e.Max dental ceramic ». *The kaohsiung journal of medical sciences* 34, n° 4 (2018) : 238‑42. https://doi.org/10.1016/j.kjms.2018.01.012.

Table des figures

Figure 1 : La chaine numérique de la CFAO..... 7
Figure 2 : Les différentes techniques de CFAO..... 8
Figure 3 : Le flux numérique en CFAO directe..... 9
Figure 4 : Le flux numérique en CFAO semi directe 13
Figure 5 : Différents blocs en céramique avec différents mandrins disponible en CFAO 20
Figure 6 : Couronne incisive moulue dans un bloc de 4 nuances..... 22
Figure 7 : Bloc multicolore de vitrocéramique à base de leucite pour un processus de CFAO..... 25
Figure 8 : Différentes étapes de fabrication de vitrocéramique au disilicate de lithium par CFAO IPS E.max CAD de Ivoclar Vivadent 27
Figure 9 : Performance clinique des restaurations fixes en zircone 39
Figure 10 : Différents blocs de composites 45
Figure 11 : Composition des matériaux hybrides..... 46
Figure 12 : Comparaison en MEB (microscope électronique à balayage)..... 49

Table des tableaux

Tableau 1 : Tableau comparatif entre les différentes méthodes de CFAO 15
Tableau 2 : Avantages et Inconvénients de la CFAO directe et indirecte 16
Tableau 3 : Structure et indication des céramiques disponibles en CFAO directe 42
Tableau 4 : Propriétés mécaniques des blocs de céramiques disponibles en CFAO directe 42
Tableau 5 : Tableau récapitulatif de l'ensemble des matériaux 54

Vu, le Directeur de thèse

Docteur Marwan DAAS

Vu, le Doyen de la Faculté de Chirurgie dentaire
de l'Université Paris Descartes

Professeur Louis MAMAN

Vu, le Président de l'Université Paris Descartes
Professeur Frédéric DARDEL
Pour le Président et par délégation,

Le Doyen Louis MAMAN

La pratique quotidienne de la CFAO en cabinet dentaire. Volume 1, Présentation des matériaux et indications cliniques sur dent naturelle

Résumé :

Depuis quelques années la Conception et la Fabrication Assistées par Ordinateur (CFAO) connait un essor considérable et devient un des éléments incontournables de la profession. Cependant l'évolution rapide, la diversité des systèmes, des matériaux et des restaurations peuvent être un frein au praticien et l'empêcher de franchir le pas vers cette dentisterie numérique.

L'étude menée a permis de mettre à jour les matériaux les plus utilisés en CFAO : les céramiques, les composites et les matériaux hybrides. La CFAO satisfait les nouvelles exigences de la profession et les attentes des patients. Elle s'inscrit ainsi dans une dentisterie moderne et a toutes ses chances de conquérir les indécis. Effectivement, les matériaux disponibles en CFAO permettent de répondre aux nouveaux concepts de la dentisterie moderne et contemporaine en respectant l'économie tissulaire, l'adhésion, le comportement biomécanique et l'esthétique.

Discipline :

Prothèses dentaires

Mots clés fMesh et Rameau :

Conception assistée par ordinateur -- Dissertations universitaires ; Prothèses dentaires -- Dissertations universitaires ; CFAO, Systèmes de -- Thèses et écrits académiques ; Matériaux dentaires -- Thèses et écrits académiques

Université Paris Descartes

Faculté de Chirurgie dentaire

1, rue Maurice Arnoux

92120 Montrouge