



HAL
open science

La zircone en prothèse fixée postérieure : intérêts et limites de la conception et fabrication assistée par ordinateur

Mathilde Salodini

► To cite this version:

Mathilde Salodini. La zircone en prothèse fixée postérieure : intérêts et limites de la conception et fabrication assistée par ordinateur. Chirurgie. 2021. dumas-03699482

HAL Id: dumas-03699482

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03699482v1>

Submitted on 20 Jun 2022

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

THÈSE

***POUR OBTENIR LE DIPLÔME D'ÉTAT
DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE***

Présentée et publiquement soutenue devant

Aix-Marseille Université
(Président : Monsieur le Professeur Éric BERTON)

Faculté des Sciences Médicales et Paramédicales
(Doyen : Monsieur le Professeur Georges LEONETTI)

Ecole de Médecine Dentaire
(Directeur : Monsieur le Professeur Bruno FOTI)

***La zircone en prothèse fixée postérieure :
Intérêts et limites de la conception
et fabrication assistée par ordinateur***

Présentée par

SALODINI Mathilde

Née le 22/11/1995

A Toulon

Thèse soutenue le **Mardi 7 décembre 2021**

Devant le jury composé de

Président : Professeur RUQUET Michel

Assesseurs : Docteur GIRAUD Thomas

Docteur LAURENT Michel

Docteur SILVESTRI Frédéric

THÈSE

***POUR OBTENIR LE DIPLÔME D'ÉTAT
DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE***

Présentée et publiquement soutenue devant

Aix-Marseille Université
(Président : Monsieur le Professeur Éric BERTON)

Faculté des Sciences Médicales et Paramédicales
(Doyen : Monsieur le Professeur Georges LEONETTI)

Ecole de Médecine Dentaire
(Directeur : Monsieur le Professeur Bruno FOTI)

***La zircone en prothèse fixée postérieure :
Intérêts et limites de la conception
et fabrication assistée par ordinateur***

Présentée par

SALODINI Mathilde

Née le 22/11/1995

A Toulon

Thèse soutenue le **Mardi 7 décembre 2021**

Devant le jury composé de

Président : Professeur RUQUET Michel

Assesseurs : Docteur GIRAUD Thomas

Docteur LAURENT Michel

Docteur SILVESTRI Frédéric

ADMINISTRATION

Doyens Honoraires	Professeur	Raymond SANGIUOLO ⁺
	Professeur	Henry ZATTARA
	Professeur	André SALVADORI
	Professeur	Jacques DEJOU
Directeur	Professeur	Bruno FOTI
Directeurs adjoints	Professeur	Michel RUQUET
	Professeur	Anne RASKIN
Chargés de missions		
Formation Initiale	Professeur	Michel RUQUET
Recherche	Professeur	Anne RASKIN
Formation Continue	Professeur	Frédéric BUKIET
Relations Internationales	Professeur	Hervé TASSERY
Internat et Diplômes d'études spécialisées	Professeur	Virginie MONNET-CORTI
Affaires générales	Docteur	Patrick TAVITIAN
Responsable Administrative	Madame	Katia LEONI

PROMOTIONS :

2019 Raymond SANGIUOLO

2020 Gaston BERGER

2021 Joseph MIGOZZI

LISTE DES ENSEIGNANTS

PROFESSEURS DES UNIVERSITES – PRATICIENS HOSPITALIERS DES CSERD

BUKIET Frédéric (58-01)
FOTI Bruno (58-02)
LE GALL Michel (56-01)
MONNET-CORTI Virginie (57-01)
RASKIN Anne (58-01)
RUQUET Michel (58-01)
TARDIEU Corinne (56-01)
TARDIVO Delphine (56-02)
TASSERY Hervé (58-01)
TERRER Elodie (58-01)

PROFESSEUR DES UNIVERSITES

ABOUT Imad (65)

PROFESSEURS EMERITES

DEJOU Jacques
HUE Olivier

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES – PRATICIENS HOSPITALIERS DES CSERD

ABOUDHARAM Gérard (58-01)	LAN Romain (56-02)
BANDON Daniel (56-01)	LAURENT Michel (58-01)
BELLONI Didier (57-01)	LAURENT Patrick (57-01)
BOHAR Jacques (56-01)	MAILLE Gérald (58-01)
CAMOIN Ariane (56-01)	MENSE Chloé (58-01)
CAMPANA Fabrice (57-01)	PHILIP-ALLIEZ Camille (56-01)
CATHERINE Jean-Hugues (57-01)	POMMEL Ludovic (58-01)
GAUBERT Jacques (56-01)	PRECKEL Bernard-Éric (58-01)
GIRAUD Thomas (58-01)	RÉ Jean-Philippe (58-01)
GIRAUDEAU Anne (58-01)	ROCHE-POGGI Philippe (57-01)
GUIVARC'H Maud (58-01)	STEPHAN Grégory (58-01)
JACQUOT Bruno (58-01)	TAVITIAN Patrick (58-01)
LABORDE Gilles (58-01)	TOSELLO Alain (58-01)

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES ASSOCIES

Angeline ANTEZACK (57-01)

BALLESTER Benoît (58-01)

BLANCHET Isabelle (58-01)

CASAZZA Estelle (58-01)

ASSISTANTS HOSPITALIERS ET UNIVERSITAIRES

AL AZAWI Hala (56-01)

ARNIER Canelle (56-01)

BAUDINET Thomas (58-01)

BRINCAT Arthur (57-01)

BROS Agnès (56-01)

CHIARINI Thomas (58-01)

DUMAS Cathy (57-01)

DUPRAT Florence (56-01)

FAURE-BRAC Mathias (57-01)

FERRE Enzo (58-01)

FOUQUES Agathe (56-01)

LAURENT Camille (58-01)

LIOTARD Alicia (58-01)

MADENIAN Pauline (58-01)

MANSUY Charlotte (58-01)

MARCHAL Paul (58-01)

MARTIN William (56-01)

ONGHENA Tom (56-01)

PASCHEL Laura (58-01)

PILLIOL Virginie (58-01)

RAYNAUD Camille (58-01)

ROMAO Vincent (57-01)

VEILLARD Pierre (56-01)

ASSISTANT DES UNIVERSITES ASSOCIE

GRINE Ghilès (57-01)

Intitulés des sections CNU :

56^{ème} section : Développement, croissance et prévention

56-01 Odontologie pédiatrique et orthopédie dento-faciale

56-02 : Prévention – Epidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale

57^{ème} section : Chirurgie orale, Parodontologie, Biologie Orale

57-01 : Chirurgie orale – Parodontologie – Biologie orale

58^{ème} section : Réhabilitation orale

58-01 : Dentisterie restauratrice – Endodontie – Prothèses – Fonction-Dysfonction – Imagerie – Biomatériaux

L'auteur s'engage à respecter les droits des tiers, et notamment les droits de propriété intellectuelle. Dans l'hypothèse où la thèse comporterait des éléments protégés par un droit quelconque, l'auteur doit solliciter les autorisations nécessaires à leur utilisation, leur reproduction et leur représentation auprès du ou des titulaires des droits. L'auteur est responsable du contenu de sa thèse. Il garantit l'Université contre tout recours. Elle ne pourra en aucun cas être tenue responsable de l'atteinte aux droits d'un tiers.

Au Président de thèse

Monsieur le Professeur Michel RUQUET

Je tenais à vous remercier de me faire l'honneur de présider ma thèse. Je vous remercie pour votre pédagogie ainsi que de votre gentillesse et bienveillance inégalables envers vos étudiants. Veuillez trouver ici l'expression de ma gratitude et de mon respect à votre égard.

Aux assesseurs

Monsieur le Docteur Thomas GIRAUD

Je vous remercie de siéger parmi mon jury de thèse. Merci pour votre implication et disponibilité ainsi que pour votre patience pour cette discipline tant redoutée par les étudiants. Grâce à vous j'ai appris à apprécier l'endodontie. Veuillez trouver l'expression de ma considération et de ma sincère reconnaissance.

Monsieur le Docteur Michel LAURENT

Je vous remercie d'avoir accepté de faire partie de mon jury. Je vous remercie pour votre pédagogie et votre rigueur dans le travail qui m'ont beaucoup apportée pendant ces années d'études. Avoir pu travailler avec vous en clinique fut un honneur. Veuillez trouver l'expression de ma gratitude et de mon respect.

A mon Directeur de thèse

Monsieur le Docteur Frédéric SILVESTRI

Je tenais à vous remercier d'avoir accepté de diriger mon travail, je vous en suis très reconnaissante. Merci pour cet encadrement en prothèse pendant ces années d'études. Votre pédagogie et méthodologie m'ont permis de progresser dans mon travail. Veuillez trouver l'expression de ma reconnaissance et de mon estime à votre égard.

SOMMAIRE

I. INTRODUCTION	1
II. LA ZIRCON EN ODONTOLOGIE.....	2
1. Fabrication de la zircone.....	2
1.1 Origine de la zircone	2
1.2. Production de la Zircone.....	3
2. Caractéristiques de la zircone.....	4
2.1 Les différents types de céramiques	4
2.1.1. <i>Classification selon leur composition</i>	4
2.1.2. <i>Classification selon la température de fusion</i>	7
2.2 Propriétés de la zircone	8
2.2.1 <i>Les Propriétés mécaniques</i>	8
2.2.2 <i>Propriétés physico-chimiques</i>	10
3. Domaines d'applications de la zircone.....	12
3.1 Utilisations non médicales	12
3.2. Utilisations médicales	12
3.3 Utilisations en odontologie.....	12
III. LA CONCEPTION ET FABRICATION ASSISTEE PAR ORDINATEUR (CFAO).....	13
1. Principes généraux de la Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur.....	13
1.1 Les scanners.....	13
1.1.1 <i>Les scanners intra-oraux</i>	13
1.1.2 <i>Les scanners de laboratoire</i>	17
1.2 La Conception Assistée par Ordinateur	18
1.3 La Fabrication Assistée par Ordinateur.....	19
1.3.1 <i>La technique soustractive à partir d'un bloc solide (usinage)</i>	19
1.3.2 <i>La technique additive (par application du matériau sur la matrice)</i>	20
2. Classifications des différents types de Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur ...	21
2.1 La Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur indirecte	21
2.2 La Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur semi-directe	21
2.3 La Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur directe	21
2.4 Les différents systèmes de conception et fabrication assistée par ordinateur	21
3. Mise en œuvre de la Zircone par Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur	24
3.1 Préparation de la dent	24
3.1.1 <i>Epaisseur de réduction de la zircone</i>	24
3.1.2 <i>L'accès aux limites</i>	25
3.2 Technique d'usinage	27
3.2.1 <i>L'usinage dur d'ébauches entièrement frittées</i>	27
3.2.2 <i>L'usinage doux d'ébauches pré-frittées</i>	27
3.3 L'assemblage de la zircone	28
3.3.1 <i>Les ciments de scellement</i>	28
3.3.2 <i>Les colles</i>	28

IV. APPLICATIONS CLINIQUES	30
1. Impératifs fonctionnels et mécanique des dents postérieures	30
1.1 Rappel de l'anatomie des dents du secteur postérieur	30
1.2 Rôles du secteur prémolo-molaires	32
1.3 Cahier des charges en prothèse fixée	33
2. Les Avantages liés à l'utilisation de la Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur et de la zircone	34
2.1 Les avantages des systèmes de Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur	34
2.2. Les avantages de la zircone.....	35
3. Les limites liées à l'utilisation de la Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur et de la zircone	36
3.1 Les limites de la Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur	36
3.2 Les limites de la zircone	36
4. La zircone monobloc multicouches	37
V. CONCLUSION.....	40
BIBLIOGRAPHIE	I

I. INTRODUCTION

La prothèse fixée est un moyen de restaurer une dent qui trouve son indication dans de nombreux cas en dentisterie.

Le type de restauration, ses exigences fonctionnelles et esthétiques, dicteront le choix du matériau ou de la combinaison de matériaux utilisés.

Si les techniques conventionnelles de laboratoire et au fauteuil sont bien maîtrisées et ancrées dans la pratique quotidienne, les innovations technologiques récentes ont permis d'introduire de nouveaux procédés.

En effet la dentisterie se modernise avec l'aire du numérique grâce à l'apparition d'empreinte optique, de conception virtuelle et de fabrication réalisée par une machine-outil. Cela tend à faciliter la réalisation des prothèses en s'affranchissant des techniques manuelles qui sont chronophages et qui représentent autant de sources d'erreurs qu'il y a d'étapes et d'intermédiaires.

Ces nouvelles technologies de conception et fabrication assistée par ordinateur (CFAO) ont permis une mise en œuvre simplifiée de certains matériaux comme c'est le cas de la zircone.

Utilisée depuis des années déjà, ce matériau a subi des transformations afin d'améliorer ses caractéristiques en fonction du cahier des charges attendu. Plusieurs générations de zircone existent que ce soit pour une prothèse monolithique ou une prothèse stratifiée.

Les systèmes de CFAO sont en constante évolution et innovation. Il en est de même pour la zircone.

II. LA ZIRCON EN ODONTOLOGIE

Depuis quelques années, la zircon est de plus en plus connue et utilisée dans le domaine de l'odontologie. Elle est issue du zirconium (Zr). Etymologiquement, le zirconium provient de l'arabe « Zarkoen » et du persan « zargun » qui signifient couleur or.

Il se trouve en place numéro 40 dans le tableau des éléments de Mendeleïev. C'est le 19^{ème} élément le plus courant sur la planète représentant 0.02% du poids terrestre. Sa datation remonte à des milliards d'années.

1. Fabrication de la zircon

1.1 Origine de la zircon

La zircon est un dérivé du zirconium (Zr) quand il est sous sa forme oxydé. Le terme zirconium fait référence au métal, tandis que la zircon fait référence au zirconium oxydé (ZrO_2). La zircon a été découverte par le chimiste allemand Martin Heinrich Klaproth en 1789.

Le zirconium ne fut isolé sous sa forme métallique qu'en 1824 par un confrère Suédois, Jöns Jacobs Berzelius. En 1892 Joseph Baddeley découvrit pour la première fois au Sri Lanka le minerai baddeleyite.^{1 2 3 4 5}

Actuellement les principales exploitations du zirconium sont localisées en Australie, en Afrique du Sud, en Asie, en Russie, en Floride, au Brésil et au Canada. La production mondiale s'élevant à 7000 tonnes par an.⁶

La zircon peut être obtenue en utilisant deux procédés différents :^{3 7}

- De manière naturelle, la zircon isolée est retrouvée dans les minéraux de baddeleyite ($\beta-ZrO_2$). Ce dernier est composé de zircon pure en majorité et provient du zircon qui en présence d'un environnement humide se serait décomposé en un mélange de silice et de dioxyde de zirconium. Ce qui le rend exploitable directement sans avoir besoin de le purifier préalablement. Ce dernier est alors broyé afin qu'il forme une poudre dont la granulométrie est sélectionnée grâce à une étape de tamisage.



Figure 1 : Fragment de baddeleyite⁸

-De manière synthétique, à partir du zircon (silicate de zirconium, $ZrSiO_4$) après modifications et transformations industrielles de la zircon peut être obtenue. C'est l'origine majoritaire dans la production de la zircon. Le zircon est retrouvé dans du sable, des graviers. Ces derniers sont récupérés et épurés, puis le zircon y est extrait par magnétisme pour être nettoyé à l'acide afin de lui ôter ses impuretés. Le zircon obtenu est plus ou moins pur. Les fragments les plus purs serviront à l'élaboration du zirconium métallique et les moins purs à celle de la zircon.

1.2. Production de la Zircone

Une fois la zircone extraite de son milieu naturel, quatre étapes sont nécessaires pour parvenir aux blocs de zircone commercialisés dans le but de fabriquer des pièces prothétiques :

- La fabrication de poudre ^{6 9}

La matière première utilisée est le sable zirconifère qui contient du silicate de zirconium ($ZrSiO_4$) constitué de 67 % de zircone. Une purification du sable est réalisée par décompositions chimiques et thermiques pour arriver à un 93.6 % de zircone. Ce taux étant nécessaire pour que le matériau soit suffisamment stable.

Par des processus de dissolution/précipitation du sel de chlorure est obtenu dans lequel sera incorporé 5.15% de sel d'yttrium. Ce mélange est alors hydrolysé, séché et calciné. Une poudre broyée et dés-agglomérée est retirée dont la taille des grains ne doit pas excéder de 0.6 μm pour ne pas que le niveau de stabilité diminue.

- La préparation des blocs ⁶

A ce stade, seront ajoutés à la poudre différents composants minéraux et organiques qui serviront à sa mise en forme et augmenteront sa coulabilité, par un procédé d'atomisation. Cela permet d'avoir une poudre fine plus facilement maniable pour remplir les moules de mises en forme. ^{9 10}

Des moules seront ensuite remplis de la poudre obtenue, et seront soumis à une pression isostatique élevée dans le but de densifier au maximum les blocs de zircone avant le frittage : c'est le niveau de densité qui conditionnera les propriétés mécaniques du matériau. Ceci contribue à l'obtention d'un bloc homogène dense et sans défaut présentant une bonne cohésion.

- Le frittage ⁶

Le but du frittage est de souder les grains entre eux, en chauffant la poudre sans l'emmener jusqu'à sa température de fusion. A cette étape la qualité de la poudre est donc très importante car elle conditionnera la fragilité de la pièce finale. En effet si la poudre est défectueuse, la pièce prothétique en sera fragilisée.

Il existe deux types de frittages : ⁶

D'une part, le frittage naturel qui consiste à mettre la poudre dans un four classique en atmosphère oxydante, avec une température comprise entre 1350°C et 1500°C. C'est celui-ci qui est le plus utilisé dans la conception des pièces prothétiques en zircone en dentisterie.

D'autre part, le frittage sous pression HIP (hot isostatic pressing) qui nécessite un four spécial sous une pression isostatique de 2000 bars. Ce procédé permet d'obtenir une amélioration des propriétés du matériau car il est densifié.

Cependant, cette méthode est moins utilisée car une perte de matériau d'environ 40% accompagne ce procédé représentant un coût trop élevé. ⁴

- L'usinage ⁶

L'usinage peut se faire avant le frittage ; il s'agit de la méthode la plus exploitée pour la zircone, parce qu'elle est plus rapide et moins onéreuse. En revanche, comme le frittage provoque une diminution de 22% de la dimension du matériau, cela doit être pris en compte en amont lors de la conception des pièces prothétiques qu'il faudra surdimensionner avant de débiter l'usinage. ⁵ L'usinage peut également se faire après le frittage ; l'avantage est qu'avec cette méthode aucun retrait de matériau n'est à anticiper (car il a déjà eu lieu au moment du frittage) et les blocs obtenus sont plus résistants. Mais c'est moins utilisé car c'est plus coûteux et plus long. Ce type d'usinage est combiné avec un frittage HIP.

2. Caractéristiques de la zircone

2.1 Les différents types de céramiques

Aujourd'hui, de nombreux types de céramiques dentaires sont disponibles dans le commerce. En conséquence, ils ont été classés de différentes manières dans la littérature. Les différents types de céramique peuvent être notamment classés selon leur composition et selon leur température de fusion.

La définition des céramiques depuis la Version 2013 du Code ADA sur les procédures dentaires et Nomenclature¹⁵ définit le terme porcelaine / céramique comme des « *matériaux pressés, frits, polis ou fraisés contenant principalement des composés réfractaires inorganiques - notamment des porcelaines, des verres, des céramiques et vitrocéramique* » et non plus comme des matériaux inorganiques.

2.1.1. Classification selon leur composition

1. Les céramiques avec une matrice composée de verre ou vitrocéramique^{11 12 13}

Il s'agit de matériaux inorganiques et non métalliques contenant une phase vitreuse ainsi qu'une phase cristalline.

Parmi cette classe il y a 3 sous-groupes qui sont les suivants :

- Les céramiques **feldspathiques** :

Elles sont formées d'un système de 3 matériaux comprenant le KOALIN/Argile (Alumine-silicate hydratée), de QUARTZ, et du feldspath d'origine naturel.

Traditionnellement, elles servaient à l'émaillage des coiffes céramo-métalliques mais peuvent également être utilisées pour des restaurations partielles unitaires sans armature.

- Les céramiques **synthétiques** :

Il en existe trois types :

- À base de **leucite** (ex : EMPRESS®)
- À base de **disilicate de lithium** (ex : EMAX®)
- À base de **fluoro-apatite**.

Leurs compositions varient selon le fabricant mais contiennent généralement du dioxyde de silicium (SiO₂), de l'oxyde de potassium (KO₂), de l'oxyde de sodium (NaO₂) et de l'oxyde d'aluminium.

Les céramiques à base de leucite possèdent une haute teneur en cristaux de leucite, ce qui augmente leur dilatation thermique et donc leur résistance mécanique. Elles sont ainsi utilisées pour des couronnes céramo-céramiques sans infrastructures. Celles à base de disilicate de lithium et de fluoro-apatite reposent sur le même principe et auront les mêmes utilisations.

- **Les verres infiltrés :**

Il s'agit d'Alumine infiltrée de verre associée à un autre matériau. Globalement elles ne sont pas très esthétiques car opaques mais sont résistantes. En effet elles sont composées environ de 80 % de phase cristalline pour 20 % de phase vitreuse.

Le premier matériau gonflé de verre a été l'Alumine, **In CERAM- Alumine**, gonflée avec 3 tailles de particules d'Alumine : des gros grains allongés, des grains sphériques et des particules à facettes.

Ensuite, il y a eu **IN CERAM SPINELL**. Le verre est infiltré par un noyau poreux synthétique d'alumine et de magnésium ($MgAl_2O_4$). Elle est plus translucide mais moins résistante.

Puis il y a eu **IN CERAM ZIRCONIA** qui est une modification d'in ceram alumine où partiellement de l'oxyde de zircon stabilisé est ajouté à la composition de glissement de l' Al_2O_3 pour renforcer la céramique, la rendant ainsi plus résistante.

2. Les céramiques dites polycristallines^{11 12 13 1}

La caractéristique principale de la céramique classée dans le groupe polycristallin est une structure cristalline à grains fins offrant résistance et ténacité à la rupture, mais une tendance à avoir une translucidité limitée. Elles n'ont pas ou peu de phase vitreuse. Etant donné leur opacité importante, ces céramiques seront souvent recouvertes de céramiques cosmétiques.

Cette classe contient 2 sous-groupes principaux :

- **L'Alumine** : Ce matériau est composé d' Al_2O_3 de haute pureté (99,5%). Il a d'abord été introduit par Nobel Biocare® au milieu des années 1990 comme matériau de base pour la fabrication par CFAO. Il a une dureté très élevée et une résistance relativement élevée. Le module élastique qui est le 4e plus élevé de toutes les céramiques dentaires, a conduit à une vulnérabilité aux fractures massives. Cette tendance à la fracture du cœur et l'introduction de matériaux aux propriétés mécaniques améliorées retrouvées dans la zircon stabilisée, a entraîné une diminution de l'utilisation de l'alumine.

- **La zircon** :^{6 2 4 14 15 16}

La zircon pure se trouve sous trois formes allotropes :

- ⇒ Monoclinique : Cette forme se retrouve à une température comprise entre 0° et 1170° . La zircon est stable sous cette forme et se compose de tétraèdres à côté parallépipédiques.

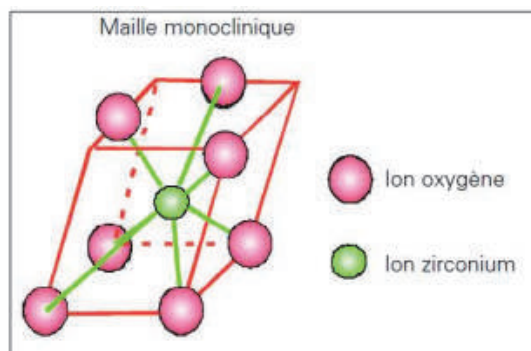


Figure 2 : Maille monoclinique zircon. Y Mahiat⁶

⇒ Tétragonale : Cette forme métastable est retrouvée de 1171° à 2370° où elle se compose de cristaux tétragonaux à angles droits.

Lors du refroidissement de la zircone si elle n'est pas stabilisée, on assiste au passage de la phase tétragonale à la phase monoclinique aux alentours de 950 °. S'ajoute à ce changement de phase, une expansion volumique (environ 4 %) car les cristaux en phase monoclinique sont plus gros que ceux en phase tétragonale. Ce processus se traduit par l'apparition de fissures.

Afin de pouvoir l'utiliser à température ambiante, il est donc indispensable de stabiliser la zircone en ajoutant un oxyde d'Yttrium (Y_2O_3), de magnésium (MgO), de calcium (CaO) ou de cérium (CeO_2).

Les zircons dentaires sont principalement des zircone Y-TZP, c'est-à-dire de la zircone partiellement stabilisée à l'Yttrium, car sa résistance à la rupture est la plus élevée de toutes les zircone après usinage et frittage.

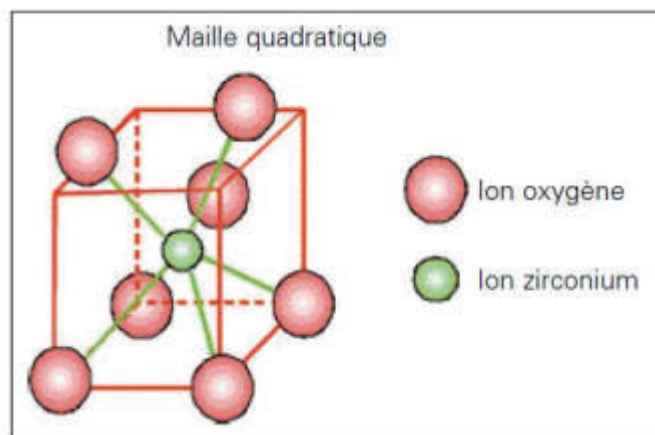


Figure 3 : Maille quadratique de la zircone. Y. Mahiat ⁶

⇒ Cubique : Cette forme se retrouve entre 2371° et 2690°. Elle est composée de cristaux cubiques. Cette forme ne présente pas d'avantage clinique dans notre domaine justifiant de l'utiliser.

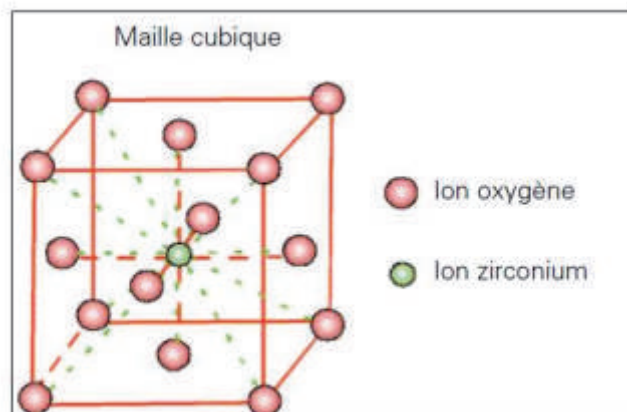


Figure 4 : Maille cubique de la zircone. Y. Mahiat ⁶

3. Céramiques avec une matrice de résine : matrices à polymère¹¹

Cette catégorie comprend des matériaux ayant une matrice organique hautement infiltrée de particules de céramiques.

En effet, leur pourcentage de composants inorganique est supérieur à 50 % avec une phase organique ainsi moins dominante.

Cette catégorie se décompose en 3 sous-groupes :

- **Les résines nanocéramiques :**

Elles se composent d'une matrice en résine durcie hautement renforcée avec environ de 80% en masse de nanoparticules de céramique (nanoparticule de zircone, de silice ou de zircone-silice).

- **Les vitrocéramiques dans une matrice de résine interpénétrante**

Cette céramique est généralement composée d'un double réseau : un réseau céramique feldspathique (86% en poids / 75% en volume) et un réseau de polymères (14% en poids / 25% en volume).

La partie céramique est composée de 58% à 63% de SiO₂, de 20% à 23% d Al₂O₃.

Le réseau des polymères est composé de diméthacrylate d'uréthane (UDMA) et le diméthacrylate de triéthylène glycol (TEGDMA).

- **Les céramiques Zircone-Silice dans une matrice de résine interpénétrante**

Cette céramique se définit par une variation du pourcentage en poids de céramique (par exemple, poudre de silice, silicate de zirconium, UDMA, pigments). Son contenu inorganique comprend plus de 60% en poids.

2.1.2. Classification selon la température de fusion^{12 13}

Les céramiques sont classées selon leur température de frittage (aussi appelée température de fusion ou de cuisson) :

- Les céramiques à haut point de fusion dont la température de fusion se situe entre 1284°C à 1390°C. Elles sont utilisées notamment dans la confection des dents artificielles pour les prothèses amovibles.
- Les céramiques ayant une température de fusion moyenne comprise entre 1090°C à 1260°C. Elles peuvent être utilisées comme matériau pour des couronnes ou des bridges.
- Les céramiques ayant une température de fusion basse entre 870°C à 1065°C. Celles-ci seront utilisées entre autres pour l'émaillage des couronnes céramo-métalliques.
- Très basse fusion : 660°C à 780°C : comme pour l'émaillage du titane, d'alliage à haute teneur en or

Afin de simplifier la classification, certains se réfèrent seulement à deux catégories : les céramiques à haute fusion et celles à basse fusion dont la limite est fixée à 800 °C.¹⁷

2.2 Propriétés de la zirconie

2.2.1 Les Propriétés mécaniques

2.2.1.1 Le module élasticité (Module de YOUNG)

Le module de Young aussi appelé module d'élasticité correspond à la capacité d'un matériau à se déformer lorsqu'une contrainte est appliquée sur ce dernier.

Plus le module est élevé, moins le matériau a la capacité à se déformer avant de rompre. Ainsi plus le module est élevé plus le matériau est rigide et donc peu déformable. Un matériau ayant un module d'élasticité faible pourra alors subir plus de déformations avant d'atteindre son point de fracture.

Module d'élasticité		
Matériaux à rupture fragile	Matériau	GPa
	Zircone	220
	Alumine	400
	Verre	73
Matériaux ductiles		
	Titane	120
	Aciers	200 à 280
	Alliages précieux	80 à 150

Figure 5 : Tableau du Module d'élasticité des céramiques. Y. Mahiat 2006 ⁶

La Zircone a un module de Young égale à 220 GPa tandis que celui de s'alumine s'élève à 400 GPa (Fig 4). La zircone peut subir plus de déformations que l'alumine lui permettant ainsi d'absorber plus de contraintes sans se fracturer. ^{6 18 19}

2.2.1.2 La résistance à la flexion

Elle se définit par la contrainte maximale qu'un matériau peut supporter avant de se rompre ou à la contrainte à laquelle débutent les premières microfissures.

Pour l'évaluer on réalise un test de flexion en 3 points consistant à placer une poutre standardisée de matériau sur 2 supports tout en y appliquant une force sur un autre point. Si on applique cette force sur 2 autres points il s'agit d'un test de flexion à 4 points. Cela permet de mesurer la capacité d'un matériau à se déformer selon une force croissante. Elle dépend de la pureté et de la densité du matériau et de la taille critique des grains.

Résistance à la flexion		
Matériaux à rupture fragile	Matériau	Résist./ Flexion (Mpa)
	Zircone (non HIP)	1100 à 1150
	Alumine	300 à 600
	Céramique infiltrée	600 à 750
	Céramique dentaire renforcée pressée	350
	Céramique dentaire de stratification et verre	90 à 100
Matériaux ductiles		
	Titane	350 à 450
	Aciers	300 à 800
	Alliages précieux	250 à 500

Figure 6 : Tableau de la résistance à la flexion des céramiques. Y. Mahiat 2006 ⁶

La zircone présente une résistance à la flexion qui varie entre 900 et 1200 MPa. Cette valeur est bien plus élevée que pour les autres céramiques notamment l'alumine. Cette grande résistance lui permet de pouvoir réaliser des restaurations prothétiques de longues portées avec des sections de connexions réduites donc plus esthétique. ^{6 15 18 16}

2.2.1.3. Ténacité

Elle caractérise la capacité d'un matériau à résister à la propagation d'une fissure. En général, un matériau tenace est peu fragile. Une ténacité élevée confère au matériau une pérennité dans le temps conséquente.

Ténacité		
Matériaux à rupture fragile	Matériau	MPa m ^{1/2}
	Zircone	8 à 10
	Alumine	3 à 4
	Céramique infiltrée	5 à 6
	Céramique dentaire	2 à 3
	Verre	0,70
Matériaux ductiles		
	Titane	50 à 80
	Aciers	400 à 800
	Alliages précieux	200 à 400

Figure 7 : Tableau de la ténacité des matériaux. Y. Mahiat 2006 ⁶

La ténacité de la zircone est supérieure à celle de l'alumine et la zircone non-HIP (9 à 10 MPa m^{1/2}) a une ténacité supérieure à la zircone pré-frittée (5 à 10 MPa m^{1/2}). Une corrélation entre la résistance mécanique à la flexion et la ténacité est à noter. La zircone est donc un matériau très tenace ^{6 20 21 19}

2.2.1.4 La Dureté^{22 16 1}

La dureté physique d'un matériau se traduit par sa capacité à résister à la déformation lorsqu'une force pénétrante est appliquée sur le matériau. Moins le matériau se déforme, plus il est considéré comme dur et inversement.

Plusieurs essais de dureté existent dont celui de la dureté Brinell lorsque le matériau introduit est en acier trempé et celui de la dureté Vickers lorsqu'il s'agit de diamant.

La dureté de la zircone est de 1200 HVN 0.1, il s'agit d'un matériau dur.

2.2.1.5 La résistance à la compression^{1 15 6}

Le test de compression sert à déterminer quelle charge appliquée en compression ou en traction est nécessaire pour fracturer un matériau.

Les céramiques polycristallines ont la meilleure résistance à la compression parmi toutes les céramiques dentaires. Pour la zircone, elle s'élève à 2000 Mpa et est ainsi celle qui résiste le mieux à la compression.

2.2.2 Propriétés physico-chimiques

2.2.2.1 Conductivité thermique

Deux éléments sont à prendre en considération quand il s'agit des propriétés thermiques de la zircone.

Le premier est la conduction thermique, qui représente la capacité d'un corps à conduire la chaleur. Elle dépend notamment de la nature du matériau en question, de la température, de l'humidité mais aussi de la pression.

Les matériaux destinés à la cavité orale doivent avoir une faible conduction thermique. C'est le cas de la Zircone qui a une conduction égale à $2 \text{ W/m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$ (Watts par mètre par Kelvin). De ce fait, elle constitue un bon isolant en bouche de la chambre pulpaire qui est une qualité requise pour la confection d'une couronne sur dent vivante par exemple.^{23 24}

Le deuxième élément à prendre en compte est le coefficient de dilatation thermique qui est l'augmentation de volume, généralement imperceptible, d'un matériau lors de l'élévation de sa température, à pression constante. Plus ce coefficient est petit, moins le matériau se dilatera.

Le coefficient de dilatation thermique de la Zircone est élevé compris entre 10.5 et $11 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$. Ce caractère implique le surdimensionnement de 25 à 30 % par rapport à la taille attendue des éléments prothétiques en Zircone, dû à la rétraction lors du refroidissement.¹⁶

Il est à noter que les céramiques cosmétiques ne doivent pas avoir un coefficient qui diffère de plus de 1×10^{-6} sinon on s'expose à des risques de fractures du matériau.¹

2.2.2.2 Biocompatibilité

La biocompatibilité se définit comme la capacité d'un matériau à s'intégrer chez un hôte et à remplir une fonction spécifique avec une réponse appropriée de l'hôte.

La zircone comme toutes les céramiques dentaires, est bio-inerte. Elle ne provoque pas de réactions allergiques. La Zircone est alors un matériau hautement biocompatible.²⁵

Des études récentes de tests de cytotoxicité in vitro et implant sous cutané in vivo, ont montré que la zircone Y-TZP est non cytotoxique.²⁶

La bonne intégration gingivale de la zircone est à noter : elle n'induit pas de modifications parodontales, au contraire aide à maintenir l'architecture parodontale. A condition qu'elle soit parfaitement polie, elle favorise l'adhésion des cellules épithéliales, et retient peu la plaque dentaire et les bactéries.^{15 1}

La céramique Y-TZP ne produit aucun effet mutagène ou transformateur et démontrent que la céramique fabriquée à partir de poudres de haute pureté peut être considérée comme appropriée pour des applications biomédicales du point de vue des effets de sa teneur en impuretés radioactives.²⁷

La biocompatibilité du ZrO_2 a été largement évaluée et des études in vitro et in vivo ont confirmé la forte biocompatibilité du Y-TZP.^{15 28 29 30 31}

2.2.2.3 Propriétés optique

Une des caractéristiques de la zircone est son opacité. En effet, l'oxyde de zirconium dans sa couleur naturelle varie entre le blanc et l'ivoire. La nuance de couleur dépend, entre autres, de la densité du matériau, ainsi plus la zircone est dense et plus elle est translucide donc plus elle laisse circuler facilement la lumière.

De façon globale, la zircone est plus opaque que les autres céramiques dentaires, surtout les vitreuses et est plus esthétique que les couronnes avec une armature en métal (couronne céramo-métallique).³²

Il existe trois types de zircone selon leur opacité.

La Zircone de première génération (3Y-TZP), qui est très opaque. Son opacité peut quand même avoir ses avantages notamment si l'on veut camoufler un pilier dyschromié ou un Inlay-core métallique.

L'opacité étant parfois un inconvénient, l'élaboration d'une zircone plus esthétique fut de rigueur et mena à la conception de zircone de 2^{ème} génération (4Y-TZP) dite hyper translucide puis celle de 3^{ème} génération (5Y-TZP) dite ultra translucide. Leur composition est différente du fait de la présence en grande quantité de grains de zircone sous forme cubique. Cependant leur résistance mécanique est diminuée par rapport à la zircone de 1^{ère} génération, ce qui limite leurs indications au secteur antérieur pour la réalisation de couronne unitaire et de bridge de trois éléments ou plus pouvant inclure une molaire.^{33 34 35 36}

Toutes ces propriétés font de la zircone un matériau de choix et incontournable dans notre domaine car elle est gage de résistance, de fiabilité et de biocompatibilité.

3. Domaines d'applications de la zircone

3.1 Utilisations non médicales ^{6 37}

La zircone est utilisée depuis de nombreuses années dans l'industrie. Majoritairement, elle est utilisée dans le nucléaire et les réserves que nous avons en France, en Bretagne servent à approvisionner ce dernier.

Par ses qualités, elle est largement utilisée dans plusieurs domaines comme les fibres optiques, les lames de couteaux ou de rasoirs.

3.2. Utilisations médicales

La zircone est utilisée dans le domaine médical depuis 1969 pour élaborer des têtes de prothèses de hanches. Elle sert également à la confection de certains instruments médicaux.

3.3 Utilisations en odontologie ^{1 38 37}

De nos jours, la zircone concerne pratiquement tous les domaines de l'odontologie.

En implantologie, du fait de sa bonne ostéo-intégration, la zircone est un matériau pour l'implant, le pilier ou même la couronne sur implant. Elle sert également à réaliser des prothèses amovibles complètes sur implants (PACSI). ³⁹

En orthodontie, du fait qu'elle retienne peu la plaque, de son esthétique, de sa résistance, on l'utilise comme braquets.

On la retrouve aussi dans des matériaux composites, des reconstitutions corono-radiculaires coulées ou collées (les inlay-core ou les tenons fibrés). Elle trouve des indications en prothèse fixe partielle ou totale dans la conception de couronnes, de bridges, d'onlay ou encore de facettes. ³⁹

La zircone est donc un matériau qui, porté par ses caractéristiques et propriétés occupe une place grandissante dans la pratique quotidienne de la dentisterie et plus largement dans l'ensemble des spécialités médicales.

III. LA CONCEPTION ET FABRICATION ASSISTEE PAR ORDINATEUR (CFAO)

Les dentistes sont depuis de nombreuses années axés sur la technologie. En ce qui concerne la fabrication de restaurations indirectes, dans les années 1980, la conception assistée par ordinateur (CAO) ⁴⁰a été introduite dans la profession, ce qui permet potentiellement de fabriquer de telles restaurations au fauteuil. Avec les progrès de l'informatique, cette technologie est considérée comme l'une des méthodes les plus pratiques pour fabriquer des restaurations dentaires. La technologie de la CAO-FAO est susceptible de prendre le relais des techniques conventionnelles de laboratoire et au fauteuil à l'avenir, car elle permet de produire des restaurations de haute précision à un coût unitaire plus faible, grâce à une nouvelle génération de dentistes et de techniciens de laboratoire qui maîtrisent l'informatique, le numérique et la technologie.

La première application de la technologie CAO-FAO a été initiée et décrite par Duret et Preston, les pionniers de la technologie CAO-FAO dentaire, au début des années 1970 ⁴¹. Dans ce premier système, la préparation dentaire était scannée à l'aide d'un numériseur intra-oral (empreinte optique) permettant de reconstruire un graphique en 3D sur un écran d'ordinateur. Cela permettait à son tour de concevoir virtuellement (CAO) la morphologie de la restauration dentaire indirecte par l'application d'un logiciel et la construction de la restauration à partir d'un bloc de céramique à l'aide d'une fraiseuse à commande numérique. Un système de CAO-FAO dentaire a été produit pour la première fois dans le commerce par Duret et ses collaborateurs sous le nom de Sopha[®] ^{41 42}

1. Principes généraux de la Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur

De nos jours, il existe un grand nombre de systèmes de CFAO dentaire présents sur le marché. Tous sont pratiquement composés de 4 éléments par ordre d'utilisation : Un scanner, un logiciel de conception 3D, un dispositif de fraisage et un four spécifique pour la zircone semi-frittée. ^{42 43}

1.1 Les scanners

Lorsque la dent est préparée pour accueillir la future restauration, il faut enregistrer la préparation en la numérisant grâce au scannage. Ce dernier peut se faire soit en scannant une empreinte physique classique soit en scannant directement en bouche la préparation. On distingue alors deux types de scanner pour la CFAO dentaire ; les scanners de laboratoires et les scanners intra-oraux. ⁴⁴

1.1.1 Les scanners intra-oraux

Ce type de scanners ou caméras collecte les données de la préparation dentaire directement à partir de la bouche du patient, ce qui permet de concevoir et de produire immédiatement la restauration dentaire. Il existe plusieurs technologies qui sont utilisées dans les caméras intra-buccales.



Figure 8 : Caméra optique intra-orale CEREC Omnicam® de Dentsply Sirona® ⁴⁵

1.1.1.1 La triangulation

La technologie de "triangulation" consiste à projeter une bande de lumière sur l'objet (dans ce cas une surface dentaire), qui va se réfléchir sur un capteur faisant partie du scanner. La source lumineuse et le capteur se trouvent à un angle défini l'un par rapport à l'autre. La distance source-capteur étant fixe et connue, c'est l'angle entre le faisceau incident et le faisceau réfléchi qui permet à l'ordinateur de déterminer la distance de l'objet. La source de lumière, le capteur et l'objet forme ainsi un triangle. ^{46 47}

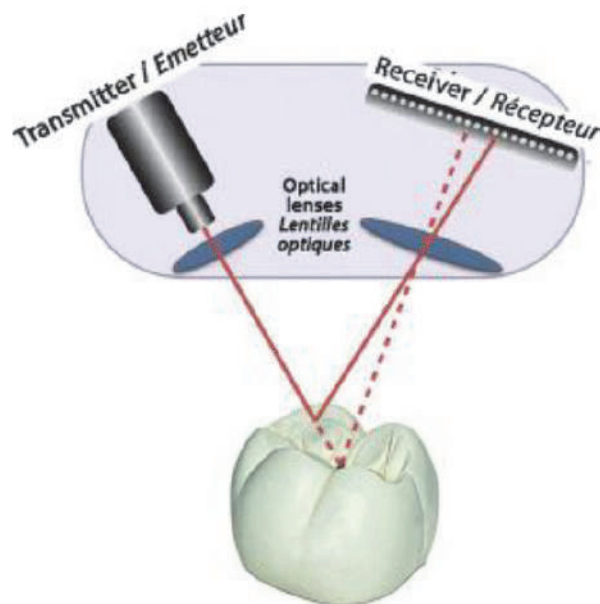


Figure 9 : Principe de triangulation ⁴⁸

Deux voies de triangulation sont possibles :

- La triangulation avec projection de lumière structurée : cette méthode consiste à prendre plusieurs clichés successifs à l'aide d'une caméra qui doit être impérativement stable pour se déclencher. Il faut que les différents clichés aient des parties communes c'est-à-dire des zones de chevauchement afin de reconstituer la situation clinique. On peut noter que ce mode d'enregistrement est de moins en moins répandu. Le système Cerec® bluecam de Sirona® utilise cette méthode.
- La triangulation avec projection laser ou balayage rapide : Il s'agit alors de déplacer la caméra intra-orale en continue au niveau des zones à enregistrer. La représentation de ce que la caméra a enregistré s'affiche sur l'ordinateur en temps réel. Ainsi les zones mal enregistrées, imprécises, ou manquantes sont repérées et indiquées afin de rediriger la caméra à ce niveau pour préciser et finir l'acquisition des données. Cette méthode est de plus en plus courante car elle permet un gain de temps et est plus facile d'utilisation par rapport à celle des clichés successifs.

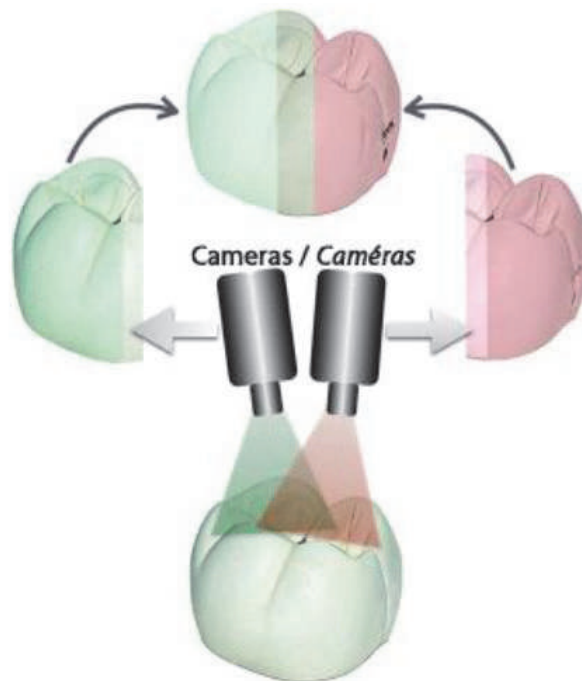


Figure 10 : Principe de triangulation par projection de laser ⁴⁸

1.1.1.2 Le balayage laser confocal

La deuxième technologie utilisée repose sur la microscopie confocale parallèle décrite par MINSKY en 1953. Cela consiste à projeter un faisceau laser rouge sur l'objet. Le laser passe à travers un sténopé puis un miroir semi transparent puis dans un filtre de focalisation (une lentille). La lumière est alors réfléchi par l'objet sur le miroir puis vers un second sténopé afin de garantir que seule l'image du point focal est ensuite réfléchi sur le capteur. ^{49 50}

Cette technique présente l'avantage de pouvoir enregistrer des préparations profondes mais la caméra doit se situer à une distance déterminée sous peine de fausser ou d'invalider la prise d'empreinte.

Cet enregistrement est utilisé par les systèmes : iTero® de Straumann®, TRIOS® de 3 Shape®, Intra Scan® de Zfx®⁴⁷

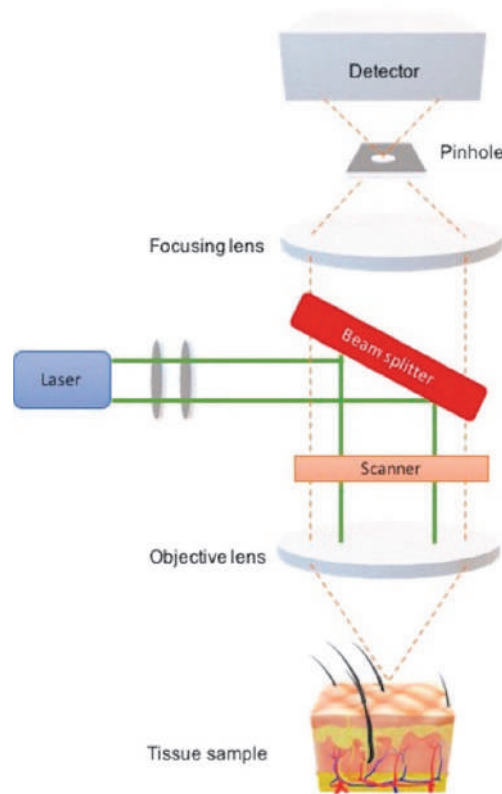


Figure 11 : Principe de la microscopie confocale parallèle⁵¹

Quel que soit le type de scanner intra-oral, différents matériaux existent dans la cavité buccale et chacun a des propriétés de réflexion de la lumière.⁵² Afin que le scanner intra-oral puisse capturer les informations requises, certaines entreprises utilisent pour leurs systèmes une poudre non réfléchissante qui utilise la capture vidéo et une LED bleue (par exemple Lava®) pour fournir une surface réfléchissante uniforme, ce qui rend la capture facile et rapide.⁵³ Cependant, tous les systèmes ne nécessitent pas l'utilisation de poudre non réfléchissante, comme les systèmes qui utilisent la technologie laser pour scanner et mesurer les distances (comme iTero®). Lors du scannage, le praticien doit s'assurer que la ligne d'arrivée et les limites de la dent préparée sont claires et facilement saisissables par le scanner ; un cordon de rétraction gingivale peut être utilisé mais doit être retiré avant le processus de scannage.

La qualité de la restauration CAD CAM finale dépend largement de la précision du scanner, de sorte que la procédure de scannage doit être très précise en ce qui concerne l'enregistrement des limites des contre-dépouilles, des points de contact, des dents adjacentes, de la gencive et l'antagoniste.⁵⁴

1.1.2 Les scanners de laboratoire

Les scanners de laboratoire collectent des données de deux manières soit à partir du modèle en plâtre soit directement à partir de l'empreinte. L'utilisation de ce dernier procédé réduit le temps de production car il n'est pas nécessaire de couler l'empreinte ou de tailler les modèles. Cependant, la numérisation des empreintes dentaires est toujours considérée comme un défi, en raison des points de surface en profondeur de l'empreinte, que la source de lumière du scanner ne peut pas atteindre. ⁴²

Il existe deux sous-types de scanners de laboratoire :

1.1.2.1 Le scanner optique ou scanner 3D

Tous ces scanners 3D utilisent le même principe de fonctionnement. Ils utilisent une source de lumière (laser), qui est inclinée par rapport à un récepteur (capteur) ; l'angulation permet au système de calculer les données 3D du modèle scanné par triangulation. ^{42 55}

1.1.2.2 Le scanner mécanique

Dans cette méthode, le modèle en plâtre issu de l'empreinte est scanné à l'aide d'une "sonde de contact" à bille fine.⁵⁶ La tête de la sonde doit être très fine pour permettre la capture de chaque détail de la dent préparée. Les scanners mécaniques sont considérés comme très précis, mais ils nécessitent des temps de balayage plus longs pour produire le modèle 3D virtuel.

En outre, ils nécessitent une mécanique très compliquée, ce qui les rend très coûteux. Le seul exemple de scanner mécanique commercial est le scanner Procera[®] de Nobel Biocare[®]. ^{42 40}



Figure 12 : Scanner Procera[®] de Nobel Biocare[®] ⁵⁷

1.2 La Conception Assistée par Ordinateur

Chaque société fournit son propre logiciel, unique en son genre, qui peut être utilisé pour concevoir différentes restaurations dentaires à l'aide de la technologie 3D⁴⁰. Le logiciel de CAO dispose d'une bibliothèque préchargée comprenant différents modèles de couronnes, de bridges, d'inlays et d'onlays. Des logiciels plus récents peuvent produire encore plus de types de restaurations dentaires, comme des piliers d'implants, des armatures de prothèses partielles amovibles et des appareils orthodontiques.

Une fois les données téléchargées dans le logiciel de CAO, les étapes de laboratoire seront réalisées virtuellement en fonction de la demande du praticien. Le logiciel de CAO commence par fournir une proposition de la restauration idéale qui s'adapte à la dent préparée.

Le prothésiste pourra alors modifier cette restauration afin qu'elle soit parfaitement adaptée à la dent préparée. Comme lors d'une conception classique, il faut adapter la restauration en occlusion dynamique et en occlusion statique.

Auparavant, les entreprises produisaient des logiciels fermés, qui ne sont compatibles qu'avec leur système et ne peuvent être utilisés avec aucun autre système. Récemment, les fabricants ont commencé à produire un logiciel à source ouverte qui permet d'utiliser différents scanners avec différents systèmes de CAO⁴².

Le format de fichier produit par le logiciel de CAO est soit des fichiers de stéréolithographie, soit le langage standard des triangles (STL). Les fichiers STL sont considérés comme des fichiers ouverts. Ce type de format de fichier est natif du logiciel de CAO, ce qui permet à toutes les entreprises de produire facilement une machine de FAO compatible avec la plupart des logiciels de CAO disponibles.

Enfin, la restauration dentaire conçue virtuellement en 3D est envoyée au dispositif de fraisage sous forme de données numériques (fichier STL), où elle sera fraisée jusqu'à l'obtention de la pièce prothétique finale.

1.3 La Fabrication Assistée par Ordinateur

La fabrication assistée par ordinateur en dentisterie est l'étape finale qui mènera à la production du produit final. La technologie s'est sophistiquée tant au niveau du matériel que des logiciels.⁵⁸

Les technologies de FAO peuvent être divisées en deux groupes selon la technique utilisée⁵⁹

1.3.1 La technique soustractive à partir d'un bloc solide (usinage)

Dans cette étape, le fraisage est effectué à l'aide de disques ou de fraises en diamant commandés électriquement par ordinateur qui découpent la restauration à partir de blocs. Cela peut se faire à partir de blocs pré-frittés ou de blocs entièrement frittés.^{59 60}



Figure 13 : Différents blocs de céramique à usiner⁶¹

La restauration finale peut être monolithique c'est à dire produite à partir d'un seul bloc. Ou alors la chape est d'abord produite à l'aide de céramique d'infrastructure puis recouverte dans un deuxième temps par une céramique cosmétique.

La zircone ne peut être produite qu'en utilisant cette technique.⁶²

Il existe différentes machines d'usinage, avec un nombre d'axes de déplacements variable allant de 3 à 5. Plus il y a d'axes plus elles peuvent déplacer leur outil ou les blocs à usiner de manière précise. L'axe 1 correspond à un axe vertical.

L'axe 2 et 3 permettent un déplacement de la pièce à plat de droite à gauche et de gauche à droite. L'axe 4 permet un basculement de la pièce de gauche à droite palliant ainsi les contre-dépouilles dans les plans latéraux. L'axe 5 quant à lui permet de basculer la pièce d'avant en arrière remédiant ainsi aux contre-dépouilles dans les plans frontaux.⁶³

Le fraisage se compose de trois étapes :

1. Un fraisage grossier à l'intérieur de la chape pour enlever la majeure partie du matériau
2. Un fraisage fin à l'intérieur pour augmenter la précision
3. Un fraisage grossier à l'extérieur.⁶²



Figure 14 : Photographie de l'usineuse CEREC Primemill de Dentsply Sirona® ⁶⁴

1.3.2 La technique additive (par application du matériau sur la matrice)

Dans cette technique, le matériau est pressé à sec sur la matrice et la température est portée à une température similaire à celle de l'état de pré frittage. À ce stade, l'agrandissement et la porosité de la pièce sont stables. Sa surface extérieure est fraisée pour lui donner la forme et l'épaisseur souhaitées, retirée de la matrice et frittée dans le four pour être cuite jusqu'au frittage complet. ⁵⁹

Cette catégorie regroupe les nouvelles technologies issues du domaine du prototypage rapide (RP), qui ont été adaptées aux besoins de la technologie dentaire. ⁵⁹

La Stéréolithographie est une des techniques issues du prototypage rapide. La restauration est produite à partir d'un plastique sensible à la lumière, qui peut être transformé en n'importe quel alliage souhaité avec la technique de la coulée. Des attelles occlusales et des modèles de diagnostic pour l'implantologie orale peuvent également être produits avec cette technique.

Le Frittage sélectif par laser (SLS) est une autre technique issue du prototypage rapide. Il permet de fabriquer des restaurations en trois dimensions à partir de matériaux en poudre frittibles.

2. Classifications des différents types de Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur

2.1 La Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur indirecte ^{62 65 66}

La CFAO indirecte consiste à prendre l’empreinte de la future restauration au cabinet de manière conventionnelle à l’aide d’un porte-empreinte et d’un matériau d’empreinte. Cette dernière est alors envoyée au laboratoire qui scannera l’empreinte à l’aide d’une caméra optique pour l’enregistrer dans le logiciel afin de procéder à sa modélisation puis à sa production, toutes deux assistées par ordinateur. Dans ce procédé, le prothésiste peut réaliser toutes sortes de pièces prothétiques les plus complexes qui soient.

2.2 La Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur semi-directe ^{62 65 66}

Dans cette méthode le praticien prend l’empreinte numérique au cabinet à l’aide d’une caméra optique. Soit il réalise la modélise au cabinet avant de l’envoyer au laboratoire soit il l’envoie directement après l’empreinte pour la conception puis la production assistée par ordinateur.

2.3 La Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur directe ^{62 65 66}

La CFAO directe permet de réaliser toutes les étapes, de l’empreinte à la production au cabinet dentaire, par le praticien uniquement. Pour ce faire le cabinet doit être équipé d’une caméra optique et d’une usineuse. L’avantage du procédé direct par rapport aux deux autres méthodes est que la restauration nécessite qu’une seule séance et que le praticien contrôle sa restauration en tout point. Cependant ses applications sont majoritairement limitées à des éléments unitaires monoblocs à partir de blocs de céramique. ⁶⁷

2.4 Les différents systèmes de conception et fabrication assistée par ordinateur

Presque tous les types de restaurations dentaires fixes (couronnes, bridges, piliers d’implants, inlays et onlays) et amovibles (prothèses partielles amovibles), ainsi que les appareils d’orthodontie peuvent être réalisés à l’aide de la technologie CFAO.

Les céramiques à base de silice, les céramiques infiltrées et les céramiques haute performance à base d’oxyde (oxyde d’aluminium et oxyde de zirconium stabilisé à l’yttrium) sont les matériaux les plus utilisés avec la technologie de CAO/FAO. ⁴⁰ Ces matériaux sont disponibles en blocs et sont soit monochromatiques, soit polychromatiques ⁶⁸

Outre les céramiques, les métaux (titane, alliages de titane et chrome-cobalt les cires et les résines peuvent être utilisés avec les systèmes de CFAO. ⁶⁹

Les différents systèmes de CFAO sont compatibles avec différents types de matériaux. Aujourd’hui il existe sur le marché un large choix de ces systèmes d’empreinte optique et de logiciels pour la CAO. ^{70 71 72 73 74 69 75}

Modèle	Marque	Date de lancement	Technique optique	Prise de vue	Poudrage	Ergonomie	Ouverture système	Couleurs réelles	Prix
LAVA COS	3M Espe	2008	défocalisation	balayage rapide	oui	Cart	Contrôlée	non	plus commercialisé en France
CEREC Bluecam	Dentsply Sirona	2009	Triangulation	clichés successifs	oui	Cart	Contrôlée	non	d'occasion : 10 000 €
TRIOS	3Shape	2011	Microscopie confocale parallèle	balayage rapide	non	Cart ou PC portable	Contrôlée	non	20 000 €
CEREC Omnicam	Dentsply Sirona	2012	Triangulation	balayage rapide	non	Cart ou PC fixe	Contrôlée	oui	43 000 €
True Definition Sanner	3M Espe	2012	défocalisation	balayage rapide	oui	Cart ou monobloc portatif	oui	non	plus commercialisé en France
Intrascan	ZFX	2012	Microscopie confocale parallèle	balayage rapide	non	PC portable	oui	non	plus commercialisé
Apollo Di	Dentsply Sirona	2013	Triangulation	balayage rapide	oui	Cart	Contrôlée	non	plus commercialisé
CS3500	Carestream	2014	Triangulation	clichés successifs	non	PC portable	oui	oui	6000 €
Planscan	Planmeca	2014	Tomographie optique de cohérence	balayage rapide	non	PC portable	oui	non	20 000 €
Condorscan	Biotech	2014	Stéréophotogrammétrie	balayage rapide	non	PC portable	oui	oui	25 000 €
TRIOS 3	3Shape	2015	Microscopie confocale parallèle	balayage rapide	non	Cart ou PC portable	Contrôlée	non	25 000 €
TRIOS 3 Color	3Shape	2015	Microscopie confocale parallèle	balayage rapide	non	Cart ou PC portable	Contrôlée	oui	45 000 €
DWIO	DentalWings	2015	Stéréophotogrammétrie	balayage rapide	non	Cart ou monobloc portatif	oui	non	26 100 €
Aadva iOS	GC	2015	Stéréophotogrammétrie	balayage rapide	non	Cart	oui	non	17 000 €
iTero element	Cadent	2015	Microscopie confocale parallèle	balayage rapide	non	Cart ou monobloc portatif	oui	non	33 600 €
CS3600	Carestream	2016	Stéréophotogrammétrie	balayage rapide	non	PC portable	oui	oui	46 000 €
Emerald	Planmeca	2017	Tomographie optique de cohérence	balayage rapide	non	PC portable	oui	oui	39 000 €

Figure 15 : Tableau récapitulatif des différents systèmes d’empreinte optique disponible ⁷⁶

Nom logiciel	Marque	Date de lancement	ouverture système	chaîne numérique
3Shape Dental System	3Shape	2005	Oui	semi-directe
DWOS	DentalWings	2007	Oui	semi-directe
CEREC SW 4	Dentsply Sirona	2011	Contrôlée : export STL seulement	directe
CS Restore	Carestream	2011 ?	Contrôlée : export STL seulement	directe
Romexis	Planmeca	2014	Oui	directe
Exocad	Exocad	2015	Oui	semi-directe
Lyra	Lyra	2015	Oui	directe
CEREC Premium 4.5	Dentsply Sirona	2017	Contrôlée : export STL seulement	directe
DWOS chairside CAD	DentalWings	2017	Oui	directe

Figure 16 : Tableau récapitulatif des différents logiciels disponible sur le marché ⁷⁶

3. Mise en œuvre de la Zircone par Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur

Comme abordé dans la première partie de cette thèse, la zircone subit une suite de transformations pour passer d'une poudre à fins grains à un matériau condensé solide pouvant être travaillé et usiné par CFAO.

3.1 Préparation de la dent

3.1.1 Epaisseur de réduction de la zircone ⁷⁷

Pour pouvoir recevoir la future restauration la dent doit être préparée tout en respectant les besoins biologiques de préservations tissulaires et de biocompatibilité. Deux impératifs cliniques qui sont les contraintes mécaniques et les contraintes esthétiques rentrent en jeu et influencent l'épaisseur de réduction. Cette dernière dépend aussi du matériau utilisé et du type de restauration ; onlay, couronne monolithique, couronne stratifiée tout céramique, couronne céramo-métallique etc.

Les propriétés mécaniques des couronnes en céramiques dépendent essentiellement du matériau et de l'épaisseur de la céramique.

Ainsi pour le secteur postérieur en fonction des contraintes mécaniques :

- Pour une couronne monolithique en zircone 3Y-TZP une épaisseur de réduction de 0.5 mm est requise en occlusale et en périphérique. Même si la résistance est proportionnelle à son épaisseur occlusale, des études ont montré que pour une molaire en zircone 3Y-TZP cette épaisseur suffit. En revanche pour une Zircone 5Y-ZP translucide, la résistance en flexion est deux fois moins élevée par rapport aux 3Y-TZP, il faudra alors compenser ce manque de résistance en augmentant l'épaisseur de réduction. Aucun consensus n'a encore été fait à ce jour donc pour rester prudent il faut minimum réduire de 1 mm en occlusale et en périphérique.
- Pour une couronne stratifiée, des études ont démontré que la zircone 3Y-TZP d'infrastructure doit avoir une épaisseur minimale de 0.7 mm, le reste de l'espace prothétique sera occupé par la céramique cosmétique. A ce jour, à cause du manque de recul clinique il n'est pas conseillé d'utiliser la zircone 5Y-ZP en armature, ni en cas de bruxisme ou d'antagoniste implanto-porté.

Concernant les contraintes esthétiques, dans le secteur postérieur cela importe moins mais le besoin de camoufler un pilier dyschromique ou un support métallique peut être nécessaire.

De ce fait, trois cas de figures se présentent :

- Lorsque l'épaisseur disponible est faible, entre 0.5 et 1 mm, une zircone monolithique est obligatoire, opaque ou translucide selon le support.
- Lorsque l'épaisseur disponible est comprise entre 1 et 1.5 mm :
 - ⇒ S'il n'y a pas de problème mécanique ni esthétique une zircone monolithique translucide est préconisée ou un disilicate de lithium monolithique.
 - ⇒ S'il n'y a pas de problème mécanique mais un support métallique ou dyschromié, il faudra utilisée une zircone monolithique opaque ou une zircone stratifiée en respectant bien les 0.7 mm d'infrastructure.
 - ⇒ S'il existe un besoin de résistance mécanique accru, il faudra faire utiliser une zircone monolithique opaque.
- Lorsque l'épaisseur disponible est importante à savoir plus de 1.5 mm :
 - ⇒ Si le besoin d'une résistance mécanique prime alors il faut recourir à une couronne monolithique soit en zircone opaque, translucide soit en disilicate de lithium.
 - ⇒ Si le besoin esthétique prime et que le support est métallique ou dyschromié, une couronne en zircone stratifiée, une couronne en disilicate de lithium (medium opacity) monolithique ou stratifiée (medium ou high opacity), peuvent être utilisées.
 - ⇒ Si le besoin esthétique prime et que le support n'est pas dyschromié, soit une couronne monolithique en zircone translucide ou en disilicate de lithium soit une couronne en disilicate de lithium stratifié peuvent être envisagées.

3.1.2 L'accès aux limites

Pour une couronne en zircone il est préconisé de réaliser un congé large quart de rond ou épaulement à angle interne arrondi. L'anatomie de la ligne de finition a une influence sur l'assise de la couronne, l'épaisseur du matériau d'obturation, l'espace marginal et le scellement et ainsi la pérennité de la restauration. En effet, les micro-fuites résultant d'un mauvais ajustement et de la dissolution du ciment peuvent être à l'origine de multiples problèmes tels que l'inflammation pulpaire, la rétention de plaque conduisant à une maladie parodontale et des caries secondaires.^{78 79 80 81}

La ligne de finition peut être située à l'un des trois endroits suivants : supra-gingival, Juxta-gingival ou sous-gingival.

- ✓ Les lignes de finition **supra-gingivales** sont généralement recommandées, car elles ont le plus faible impact sur le parodonte⁸². Elles sont principalement envisagées dans les zones où l'esthétique n'est pas d'une importance capitale comme dans le secteur postérieur la plupart du temps. Au-delà de son respect du parodonte, une limite supra-gingivale présente d'autres avantages : elle est plus facile à préparer, plus facile à enregistrer lors de l'empreinte (pas besoin de rétraction gingivale), facile à retirer tout excès de ciment de collage, facile à nettoyer pour le patient et enfin, facile à vérifier l'intégrité de la restauration dentaire lors du suivi⁸³. Mais elle ne permet de cacher un pilier inesthétique.

- ✓ La ligne de finition **juxta-gingivale** était considérée pendant un temps comme potentiellement iatrogène car susceptible d'accumuler la plaque, ce qui pouvait conduire à une inflammation gingivale et à une récession gingivale, créant ainsi une limite potentiellement inesthétique. Aujourd'hui ce n'est plus le cas car les restaurations peuvent être fournies avec des limites lisses et des matériaux hautement polis, de sorte que la limite juxta-gingivale est maintenant considérée par certains comme tout aussi acceptable que la limite supra-gingivale ^{83 84}.

- ✓ Il existe cependant certaines situations où une ligne de finition **sous-gingivale** est nécessaire en raison de considérations esthétiques et/ou restauratrices. ⁸³ Cela nécessite une préparation et une empreinte parfaites de la dent, et une restauration bien adaptée et profilée pour assurer la santé des structures parodontales. Dans le cas de couronnes cliniques courtes, une marge sous-gingivale peut fournir une plus grande longueur de la dent préparée pour augmenter la rétention et la forme de résistance ⁸⁵. Il peut également être nécessaire de préparer au-delà d'une restauration sous-gingivale en raison d'une carie étendue. En considérant la ligne de finition sous-gingivale, l'espace biologique doit être respectée et la préparation sous-gingivale ne doit pas dépasser la moitié du sulcus gingivale (0,5-1 mm).

Ainsi pour assurer la rétention, la sustentation, la stabilisation, la qualité et la pérennité de la restauration finale, il est nécessaire d'avoir des préparations homothétiques, polies et un accès aux limites clair pour l'empreinte (aussi bien classique avec un porte-empreinte et un matériau d'empreinte qu'avec une caméra 3D).

3.2 Technique d'usinage

3.2.1 L'usinage dur d'ébauches entièrement frittées²⁵

La zircone entièrement frittée nécessite un savoir-faire plus complexe, le matériau obtenu sous forme de bloc de zircone TZP (zircone polycristalline tétragonale) HIP (hot isostatic pressing) se fait dans un premier temps par frittage à des températures inférieures à 1500°C. Puis les blocs sont alors pressés par compression isostatique à chaud à des températures allant de 1400°C à 1500°C.

Cela permet l'obtention d'un matériau très dense c'est-à-dire atteignant 99% de sa densité théorique maximale qui est de 6,1. Plus le matériau sera dense et plus il sera résistant. Le matériau est alors de meilleure qualité mais est extrêmement dur. Son usinage est alors plus compliqué et exige des machines-outils très performantes et puissantes ainsi que des systèmes de fraisages adaptés. La pièce obtenue à la fin est prête à être recouverte de céramique sans frittage complémentaire.

Dans le domaine médical, elle est utilisée dans les prothèses de la hanche notamment.

3.2.2 L'usinage doux d'ébauches pré-frittées²⁵

La complexité et les coûts d'usinage pour la zircone TZP HIP et pour obtenir une zircone plus tendre à usiner, les industries ont développé des blocs de zircone toujours pressés isostatiquement mais à une température inférieure à celle qui permet d'obtenir la densification totale du matériau.

On parle de Zircone micro poreuse ou crue, il s'agit de zircone polycristalline tétragonale partiellement stabilisée à Yttrium (Y-TZP).

Ce matériau subit alors deux frittages. Le deuxième frittage se fait à des températures allant de 1300°C à 1500 °C pendant 6-7 h afin de lui conférer au mieux ses qualités mécaniques. C'est lors de ce second frittage que se produit une rétraction de volume de 20 à 30 %, qui doit être prise en compte lors de CAO/FAO en surdimensionnant les pièces prothétiques du même ordre de grandeur.⁸⁶

3.3 L'assemblage de la zircone

3.3.1 Les ciments de scellement

Il existe 3 classes de ciments de scellement : ^{87 88 89}

- Les **ciments au phosphate de zinc** : ceux sont les plus anciens, ils sont simples d'utilisation et peu onéreux, ils détiennent un potentiel bactériostatique car ils relarguent des ions fluorures. Cependant leurs propriétés mécaniques sont faibles.
- Les **polycarboxylates de zinc** : ils n'ont plus d'indications de nos jours dans le cadre de scellement définitif puisqu'ils sont trop sujets à la dégradation hydrique. Un des exemples est le Durelon® qui est utilisé pour du scellement temporaire.
- Les **ciments verre-ionomères (CVI)** : notamment les CVI MAR (modifiés par adjonction de résine) qui contiennent des monomères acryliques hydrophiles et des amorces de polymérisation. De ce fait, ils disposent d'une double réaction de prise, d'une part par liaison acide/base et d'autre part par polymérisation. La résine ajoutée leur confère des propriétés mécaniques augmentées ainsi qu'une plus grande résistance à la solubilité. Cette résistance à la solubilité leur procure un grand avantage en présence d'une limite intra-sulculaire. Certains de ces ciments nécessitent un traitement de surface de la dent en appliquant un acide spécifique (acide polyacrylique), c'est le cas du FUJI PLUS GC®. Cela permet de former une couche hybride sur la dentine et d'augmenter l'adhérence de 30%. D'autres, n'en n'ont pas besoin comme la KETAC CEM PLUS®.

3.3.2 Les colles

Les colles sont toujours des résines, chargées ou non, dont leur durcissement se réalise par photopolymérisation de monomères acryliques.

Pour la majorité d'entre elles, elles ne possèdent pas de propriété adhésive aux surfaces dentaires et prothétiques, les contraignant à utiliser des systèmes adhésifs. De plus, elles sont entièrement hydrophobes et doivent donc être manipulées dans un milieu sec et étanche. Tout ceci les rend moins facile d'utilisation que les ciments de scellements. Certaines colles possèdent un potentiel adhésif et d'autres sont auto-adhésives.

Les colles sont donc répertoriées sous 3 classes : ⁸⁸

- Les **colles ne possédant pas de potentiel adhésif** dont la prise se fait par photopolymérisation et polymérisation chimique.
- Les **colles possédant un potentiel adhésif propre** comme Panavia® ou Superbond®.
- Les **colles auto-mordancantes et auto-adhésives** comme le RelyX Unicem®, pionnier de sa catégorie, puis se sont développées le Maxcem®, le Biscem®, le Totalcem® ou encore le G-cem® qui sont en plein essor. Cette catégorie de colles ne requiert aucun traitement de surface. Elles ont les avantages des colles concernant l'adhérence et le confort des ciments quant à leur simplicité d'utilisation.

Afin d'augmenter l'adhésion des pièces prothétiques à la dent, il est nécessaire d'effectuer des traitements de surfaces pour augmenter la rugosité et ainsi améliorer la rétention. Pour les céramiques feldspathiques et vitrocéramiques, les procédés sont maîtrisés et efficaces par mordantage à l'acide fluorhydrique. La zircone n'ayant pas de phase vitreuse, le traitement de surface par l'acide fluorhydrique et par le silane s'avère inutile n'engendrant aucun effet sur l'adhérence. D'autres procédés de traitement de surface existent pour augmenter l'adhérence comme^{87 89}:

- Le **sablage** : Il est préférable d'éviter le sablage sur la zircone car il provoque un changement de phase cristalline de la zircone responsable initialement d'un renforcement. Mais ce renforcement se dissipe au gré des contraintes mécaniques en milieu aqueux révélant la détérioration et l'affaiblissement mécanique provoqué par le sablage.
- Le **sablage actif** ou le dépôt de silice par réaction tribochimique : C'est une technique durant laquelle la surface est sablée sous haute pression à l'aide d'une poudre constituée d'Alumine couverte de silice colloïdale. La surface devient alors vitreuse et peut être silanée. Cette méthode est efficace sur la zircone mais la liaison est moins stable après plusieurs cycles de thermocyclages fragilise la Zircone.^{90 91}
- Le dépôt de silice par **pyrolyse** : Le Pyrolyspen® permet d'effectuer un dépôt de silice par pyrolyse sur la surface à traiter. Cette méthode semble être prometteuse, notamment pour la Zircone, car elle évite le sablage mais elle est encore peu développée.

En conclusion, pour la zircone, les colles à potentiel adhésif propre type Panavia® et Superbond® sont efficaces avec une légère supériorité pour le Superbond®.⁹⁰ Les colles auto-adhésives type Unicem® sont considérées autant efficaces que la colle Panavia® mais sont déconseillées pour les bridges collés, les facettes.^{87 88}

Si une adhésion accrue est demandée la pièce prothétique peut être collée, tandis que si une adhésion faible est recherchée la pièce prothétique peut être scellée par des ciments type CVI-MAR.⁹²

Ainsi dépendamment de la situation clinique, la zircone pourra être collée ou bien scellée.

IV. APPLICATIONS CLINIQUES

1. Impératifs fonctionnels et mécanique des dents postérieures

1.1 Rappel de l'anatomie des dents du secteur postérieur ⁹³

Les dents postérieures sont composées deux groupes de dents : les prémolaires et les molaires avec chacune leur particularité anatomique.

Les premières prémolaires maxillaires sont plus volumineuses que les secondes prémolaires. Elles sont formées de deux cuspides, une palatine et une vestibulaire séparées en occlusale par un sillon mésio-distal légèrement déporté en palatin et délimité par des fossettes et des crêtes marginales. Les pointes cuspidiennes sont orientées en mésial et se terminent sur le même plan.

Concernant les secondes prémolaires maxillaires, elles sont très semblables aux premières mais moins fortes, et le sillon occlusal séparant les deux cuspides est quant à lui centré.

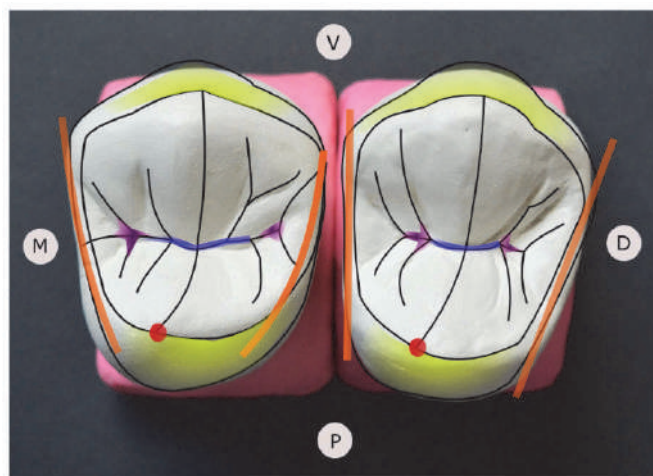


Figure 17 : Faces occlusales de 24 et 25 ⁹⁴

La 1^{ère} molaire est la dent la plus volumineuse de l'arcade ; elle se compose de 4 cuspides déportées en mésial : 1 mésio-vestibulaire, 1 disto-vestibulaire, 1 mésio-palatine qui est la plus grosse et 1 disto-palatine. Elle a pour particularité un « pont d'émail » formé par la jointure de la cuspide mésio-palatine et disto-vestibulaire qui partage le sillon principal en deux.

Puis la 2^{ème} molaire est plus petite dans toutes les proportions que la 1^{ère} molaire. Elle comporte 4 cuspides mais la cuspide disto-palatine est inconstante.

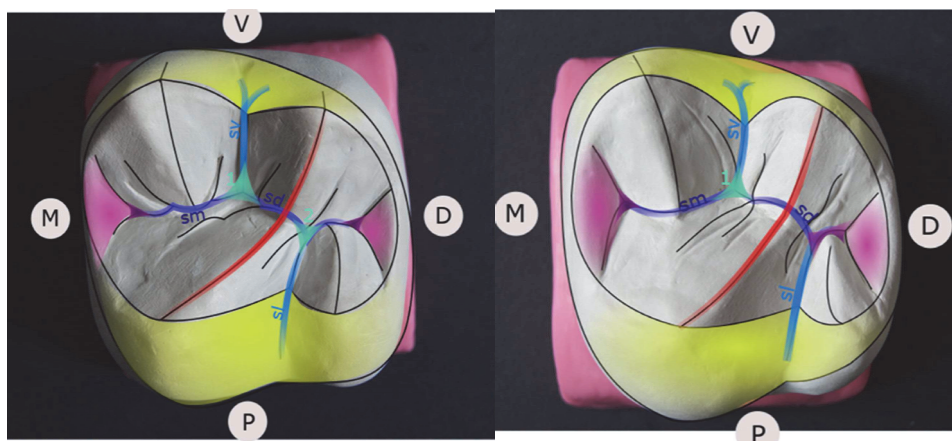


Figure 18 : Faces occlusales 26 et 27 ⁹⁴

La 1^{ère} prémolaire mandibulaire comporte 2 cuspides, 1 vestibulaire deux fois plus large et haute que la cuspide linguale. Comme pour les autres prémolaires elle possède 2 crêtes marginales et deux fossettes ainsi qu'un sillon mésio-distal déporté en lingual séparant les 2 cuspides.

La 2^{ème} prémolaire mandibulaire est très similaire à la 1^{ère} à la différence qu'elle est plus volumineuse et peut présenter deux cuspides linguales.

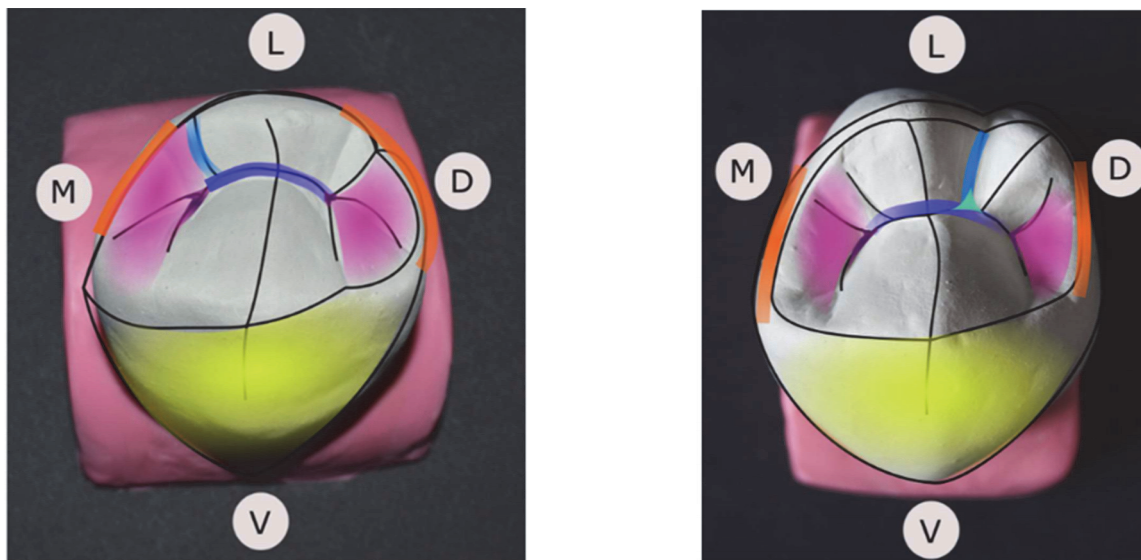


Figure 19 : Faces occlusales 34 et 35 ⁹⁴

La 1^{ère} molaire mandibulaire est de forme trapézoïdale avec un diamètre mésio-distal supérieur à celui vestibulo-lingual. Elle possède deux cuspides linguales et deux ou trois cuspides vestibulaires.

La 2^{ème} molaire mandibulaire est moins volumineuse que la 1^{ère}, elle possède quatre cuspides et est orientée en linguale.

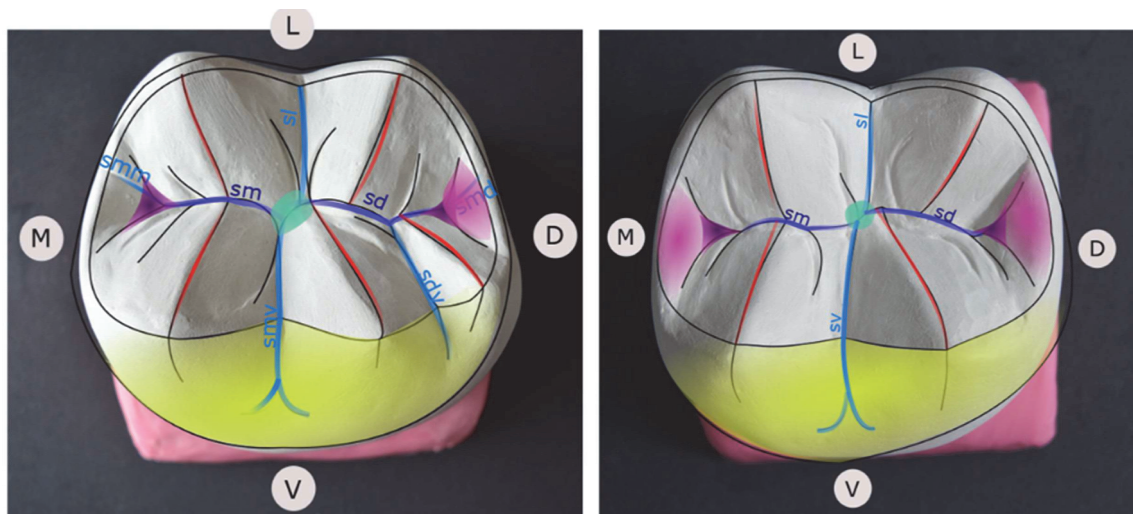


Figure 20 : Faces occlusales 36 et 37 ⁹⁴

1.2 Rôles du secteur prémolo-molaires ⁹⁵

Les arcades dentaires s'organisent d'une manière très précise dans les trois sens de l'espace. La cinématique mandibulaire est l'étude des mouvements de la mandibule en fonction du temps suivant ces trois sens de l'espace : vertical, horizontal et sagittal, dont le point de départ et de retour est l'OIM pour tous les mouvements de la mandibule.

Dans le **sens sagittal** les dents se positionnent sur l'arcade de manière à recevoir les pressions occlusales selon leur grand axe. Ce qui aboutit à la formation d'une courbe à concavité supérieure passant par la pointe canine et par les pointes des cuspides vestibulaires des prémolaires et molaires mandibulaires appelée courbe de Spee.⁹⁶ Il faudra respecter cette courbe de Spee lors de la reconstitution prothétique des dents postérieures. En effet, la reconstitution d'une occlusion plane provoque d'une part des rapports corono-radiculaires défavorables entraînant des contraintes augmentées sur les tissus de soutien, d'autre part une application des forces verticales qui ne respecte pas l'orientation mésio-distal des dents postérieures.

Dans le **plan frontal**, les dents mandibulaires sont orientées vers le haut et en dedans, à l'inverse les dents maxillaires sont orientées vers le bas et en dehors. Cela permet aux dents d'absorber les forces lors de la mastication qui se fait de bas en haut et de dehors en dedans. Cette orientation des faces occlusales définit la courbe de Wilson. Il s'agit d'une courbe hélicoïdale formée par l'union des cuspides vestibulaires de dents mandibulaires. Elle permet de faciliter le guidage et d'éviter des interférences dans les mouvements de la mandibule.

Dans le **sens horizontal**, on peut distinguer 3 courbes sur une même arcade. Une qui passe par les cuspides vestibulaires, une qui passe par les sillons principaux des dents et enfin une qui passe par les cuspides linguales/palatines des dents. Les contacts interdentaires assurent la continuité de l'arcade donc sa stabilité.

Le groupe des prémolaires et molaires assurent la fonction de mastication et exercent les fonctions occlusales fondamentales de centrage, de guidage et de calage.

Les cuspides dentaires détiennent un rôle important dans les mouvements des arcades, elles sont divisées en deux groupes selon leur fonction ;

- Les **cuspides d'appui** qui exerce le rôle de support de l'occlusion. Il s'agit des cuspides palatines pour les dents maxillaires postérieures et des cuspides vestibulaires pour les dents mandibulaires postérieures. Des contacts stables fosses/ cuspides doivent s'effectuer avec les dents antagonistes lors de l'occlusion d'intercupidie maximale (OIM) physiologique chez un adulte. Ce qui permet d'assurer le calage du maxillaire et de la mandibule et de déterminer la dimension de l'étage inférieur de la face mais aussi de broyer les aliments lors du processus de la mastication.
- Les **cuspides guides**, représentées par les cuspides vestibulaires pour les dents postérieures maxillaires et les cuspides linguales pour les dents postérieures mandibulaires, permettent quant à elles le guidage de la trajectoire des cuspides d'appui dans les mouvements de diduction et de propulsion de la mandibule. Elles jouent également un rôle important de protection des tissus mous environnants comme la langue, la joue, les lèvres.

1.3 Cahier des charges en prothèse fixée

Lors de la réalisation de prothèse fixe, le respect d'impératifs biologiques et mécaniques est nécessaire afin d'obtenir une prothèse de qualité et pérenne.^{97 98 99}

Impératifs biologiques :

- **L'économie tissulaire**, les préparations des dents qui recevront la future prothèse doivent être réalisées dans le souci de préserver le maximum de tissu dentaire dépendamment du niveau de délabrement de la dent. L'épaisseur de réduction doit être suffisante pour laisser la place au matériau de restauration tout en étant minimale.
- Le **respect de la pulpe**, lors de la réalisation de prothèse fixée soit la dent doit être dévitalisée soit la vitalité pulpaire doit être conservée. Dans ce deuxième cas, des précautions seront à appliquer lors de toutes les étapes de confection, de la préparation corono-périphérique à la mise en bouche, afin d'éviter une inflammation de la pulpe après la pose de la prothèse qui nécessitera une réintervention et de ce fait d'augmenter la fragilité de la dent.
- **L'intégration parodontale** des prothèses. Lors de la préparation des dents, le parodonte doit être protégé de toute détérioration. Notamment lors de la réalisation de la limite cervicale quand elle est placée en juxta ou sous-gingival il est souhaitable de mettre un cordonnet de protection dans le sulcus. Les prothèses provisoires et définitives ne doivent pas créer d'inflammation gingival à leur contact, ainsi elles doivent être adaptées, le joint dento-prothétique doit être quant à lui en continuité avec la dent et parfaitement poli.
- **L'intégration occlusale**, les restaurations doivent s'intégrer dans le schéma occlusal des dents adjacentes et des dents antagonistes.

Impératifs mécaniques :

- **L'insertion** qui se définit comme possibilité de mettre en place une prothèse sur une dent. Le matériau prothétique n'étant pas déformable, les préparations des dents ne doivent pas présenter de contre-dépouilles pour une bonne insertion.
- **La stabilisation** qui est la réaction s'opposant à la mobilisation des prothèses fixées sous l'effet de différentes contraintes masticatoires et occlusales qui tendent à faire pivoter la prothèse autour du support dentaire. Les préparations corono-périphériques doivent ainsi être suffisamment haute et peu convergente.
- **La rétention** qui est réaction s'opposant aux forces de désinsertion des prothèses fixées, selon l'axe des préparations.
- **La résistance** de la prothèse. En effet une fois en bouche la prothèse sera soumise à toutes forces au long de sa vie et devra être capable d'y résister sans se fracturer.

2. Les Avantages liés à l'utilisation de la Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur et de la zircone

2.1 Les avantages des systèmes de Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur

Les systèmes dentaires de CFAO offrent de nombreux avantages lors de la fabrication de restaurations dentaires : ⁴⁰

Les systèmes CFAO ont permis l'introduction de nouveaux matériaux dentaires plus résistants, plus denses et d'une esthétique supérieure que sont les céramiques à haute résistance comme la Zircone. En effet, avec les méthodes de laboratoires traditionnelles, il est difficile de travailler ces matériaux. Ainsi les restaurations « tout céramique » sont devenues une option de choix et viable dans les reconstitutions prothétiques. ^{100 101}

De même ces systèmes ont permis une amélioration de la qualité des restaurations dentaires finales et un contrôle de la qualité grâce à un ajustement amélioré interne et marginal. ¹⁰¹

Concernant la CFAO directe, il y a une réduction de la main-d'œuvre et du temps de travail car il n'y a plus d'étape au laboratoire et en une séance le patient repart avec sa prothèse définitive. Dans certains cas, il n'y a pas besoin de phase de temporisation avec une prothèse provisoire qui souvent n'est pas la plus confortable pour le patient ou la mieux adaptée, la plus esthétique, la plus étanche ou la plus facile d'accès par le patient pour l'hygiène bucco-dentaire. De plus, cela permet de diminuer le risque de contamination bactérienne durant la phase de temporisation. ¹⁰¹

L'empreinte optique permet quant à elle de numériser une image et de pouvoir la visualiser en direct sur l'écran permettant au praticien de revoir la préparation et l'empreinte. Et si nécessaire de reprendre la préparation là où elle présente des défauts ou reprendre l'empreinte si des zones sont mal enregistrées, avant de l'envoyer soit à l'unité de fraisage pour la CFAO directe soit au laboratoire pour de la CFAO semi-directe. Elle permet d'éviter également les déformations de l'empreinte et les erreurs de manipulations du praticien et du laboratoire qui peuvent engendrer une prothèse finale non adaptée. Car cela constitue une perte de temps quand le procédé d'empreinte doit être recommencé. ¹⁰¹

La technologie de la caméra optique constitue un gain de confort pour le patient au moment de l'empreinte par rapport à l'empreinte physique. L'empreinte optique est plus rapide, il n'y a pas de temps de prise. Le patient n'est pas encombré avec une porte empreinte en bouche, ce qui représente un avantage pour les patients à reflux nauséux. ¹⁰⁰

Un des récents avantages en matière de système CFAO est de pouvoir visualiser et de développer l'occlusion dynamique lors de la confection de la pièce prothétique. ¹⁰⁰

La CFAO permet ainsi de limiter toutes les sources d'erreurs des procédés conventionnels, rendant chaque étape plus précise et optimisée.

Un dernier avantage concerne l'aspect financier, une meilleure rentabilité est obtenue en utilisant la CFAO car il y a un prix fixe par rapport aux métaux comme l'or.

2.2. Les avantages de la zircone

Les trois principales raisons d'utiliser la zircone sont d'ordre esthétique, mécanique et de biocompatibilité.

Avec l'apparition de la zircone, les restaurations « tout céramique » ont pu voir le jour faisant considérablement augmenter l'aspect esthétique pour le secteur postérieur des restaurations comparé aux restaurations céramo-métallique. En effet, avec ces derniers, les limites cervicales doivent se trouver souvent en sous gingivale pour dissimuler le joint métallique, surtout dans les secteurs antérieurs. Les couronnes tout-céramique permettent de réaliser des couronnes juxta ou supra-gingivale car il n'y a pas de joint. Cette position de limite facilite notamment le travail du praticien ainsi que l'accès dans la taille et l'empreinte de cette dernière.⁴

Ensuite, la zircone étant hautement biocompatible, elle n'engendre aucun phénomène inflammatoire à son contact à l'inverse des restaurations céramo-métalliques, ce qui provoquent chez les patients des doléances au fil du temps. Ainsi sa parfaite intégration biologique en fait d'autant plus un matériau de choix dans la prothèse fixée.

Enfin, la zircone détient des très bonnes propriétés mécaniques notamment une bonne résistance à la compression et à la flexion. C'est la céramique la plus résistante ce qui lui vaut d'être la meilleure céramique d'infrastructure. Pour le secteur postérieur, la force masticatoire des dents naturelles avoisine les 800 Newtons, la résistance à la compression de la zircone variant entre 700 à 1200 Newtons, c'est la seule zircone capable de servir d'infrastructure en postérieur.^{102 103}

3. Les limites liées à l'utilisation de la Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur et de la zircone

3.1 Les limites de la Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur ^{104 101 100}

La principale considération lors de l'achat d'un système de CFAO est la courbe d'apprentissage afin de savoir l'utiliser correctement et efficacement. Cela peut prendre quelques jours ou plusieurs mois selon la complexité du système. Ce qui peut entraîner une perte de productivité du cabinet et du temps de traitement des patients au départ. De plus, il peut y avoir un risque de réticence de l'équipe dentaire face à l'utilisation du système du fait du manque de connaissance de la part du praticien des technologies informatisées. Cet inconvénient tendra sûrement à disparaître avec la nouvelle génération de praticiens plus familiarisés avec l'informatique.

Ensuite pour équiper le cabinet de ces technologies les coûts d'investissement de ces systèmes sont assez élevés et une production rapide à grande échelle de restaurations est nécessaire pour rentabiliser l'achat. Il faut également prendre en considération que la CFAO est une technologie en constante évolution. Il faut s'attendre à des mises à jour régulières du logiciel ainsi le praticien doit prévoir un budget pour les mises à jour ou l'assistance technique.

Enfin au niveau de l'utilisation pratique de ces systèmes le praticien peut faire face à quelques difficultés. En effet, les méthodes d'empreintes numériques comme les empreintes physico-chimiques reposent sur l'enregistrement de la limite cervicale, ce qui peut s'avérer compliqué dans certaines situations cliniques où la limite cervicale est en position sous gingivale. Au début le praticien peut également être en difficulté pour choisir la bonne teinte des blocs de matériaux utilisés pour fabriquer les restaurations correspondant à la teinte du patient.

3.2 Les limites de la zircone

Malgré tous ses avantages la zircone compte quelques inconvénients, liés au risque de fracture de la zircone.

Ces fractures peuvent survenir après des défauts d'usinage d'une chape en zircone, engendrant des micro-fissures pouvant se propager en fracture. De plus la zircone ne résiste pas aussi bien aux forces d'étirements qu'à celles en compression. Dans le cas de bridges, il y'a des forces d'étirements importantes lors de la mastication qui s'appliquent au niveau des connexions induisant un risque de fracture accru. Pour pallier le mieux ce risque, la surface de section de bridge doit être plus importante lors de restaurations tout céramique que lors de restaurations céramo-métalliques. Pour le secteur molaire la surface de section doit être de 9 mm² et pour le secteur prémolaire de 7.5 mm². Cette connexion doit être en plus de forme convexe en direction occlusale. Cette nécessité de volume peut parfois poser une contre-indication aux bridges tout céramique.^{103 105}

Pour les systèmes avec une armature en zircone, recouverte par la suite d'une céramique cosmétique, il existe des faiblesses au niveau de la jonction entre les deux céramiques, qui peuvent alors se désolidariser. Cela peut se produire à cause d'une liaison trop faible entre les deux céramiques ou encore si les coefficients de dilatation thermique de la zircone et de la céramique cosmétique sont trop éloignés une tension apparaît et peut être à l'origine de

fractures. Enfin une surcharge occlusale peut aussi être la cause de cette désolidarisation.^{106 86 107}

Enfin, la zirconie est difficilement rectifiable par fraisage, car ce dernier peut provoquer des micro-fissures qui se transforment en fracture au fil du temps. Les retouches doivent être limitées au maximum et ne sont tout bonnement non envisageables sur les connexions d'un bridge. Le fraisage de la zirconie engendre ainsi une altération de ses propriétés mécaniques et donc de sa pérennité dans le temps.^{7 87 86 108}

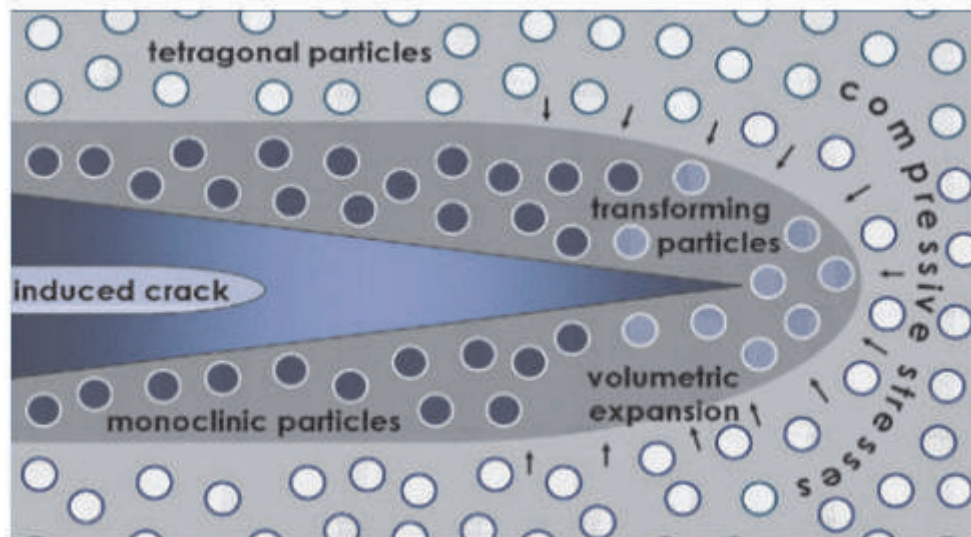


Figure 21 : Schéma montrant la propagation dans la zirconie des micro-fissures en fracture ¹⁰⁹

4. La zirconie monobloc multicouches

Les zircons multicouches ont été développées afin de pallier l'opacité de la zirconie 3 Y-TZP et la fragilité mécanique des zircons translucides. Le but est d'une part, d'obtenir une pièce prothétique monolithique afin de garder les propriétés mécaniques de la zirconie tout en évitant les risques de fractures liés à la stratification, lorsque la zirconie est recouverte d'une céramique cosmétique. D'autre part, le but est d'imiter les différentes nuances de teintes observées naturellement sur une dent. C'est-à-dire un bord incisal plutôt translucide et la région apicale plus opaque.¹¹⁰

Le premier système de zirconie multicouche commercialisé en 2015 fut le KATANA® de Kuraray® composé de trois sortes de zirconie : l'Ultra Translucent Multi-Layered zirconie (UTML), la Super Translucent Multi-Layered zirconie (STML) et la Multi-Layered zirconie (ML). Elles sont capables de couvrir toutes les indications de restaurations indirectes monolithiques. Chaque sorte de zirconie est constituée de 4 couches successives : une couche d'émail, une première couche de transition, une deuxième couche de transition et une couche de dentine. Depuis d'autres laboratoires ont commercialisés des systèmes similaires.¹¹⁰

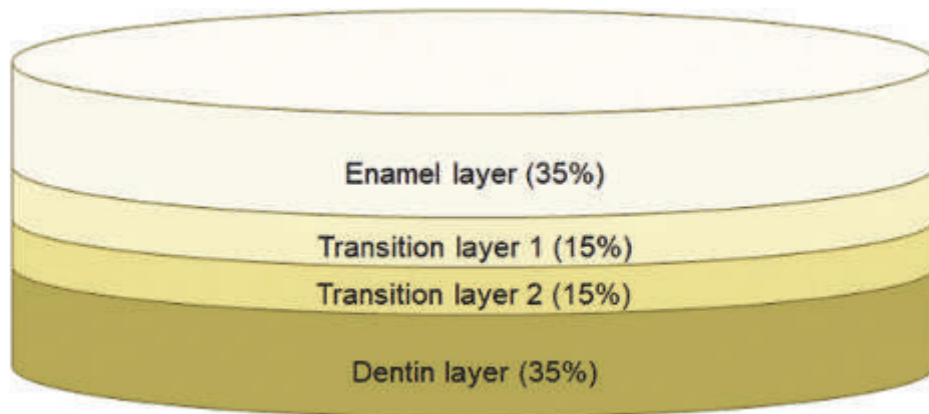


Figure 22 : Schéma des blocs de zircone multicouches ¹¹⁰

La zircone UTML est la plus translucide mais la moins résistante. Sa résistance à la flexion est de l'ordre de 557 MPa. La quantité d'Yttrium est égale dans les 4 couches d'un même bloc mais est différente selon les 3 types de zircone, l'UTML possédant la plus grande quantité d'Yttrium. C'est celle qui possède également la plus grande quantité zircone sous forme cubique. Elle est utilisée dans la réalisation de facettes et de couronnes unitaires. ¹¹⁰

La zircone STML est l'intermédiaire, elle est dotée d'une résistance à la flexion égale à 748 MPa et d'une translucidité moyenne. Elle est utilisée dans la réalisation de couronnes unitaires et de bridges de trois éléments. ¹¹⁰

La zircone ML est quant à elle la plus résistante avec une résistance à la flexion de 1125 MPa et montre la translucidité la plus faible. D'après certaines études c'est la seule à présenter une transformation de phase tétragonale en phase monoclinique après un vieillissement hydrothermique de 12 heures, la couche dentinaire présentant une fraction monoclinique plus élevée que celle de l'émail. Elle est utilisée pour les couronnes postérieures et les bridges de longues portées. ¹¹⁰

Pour chaque grade de zircone multicouche, les couches ne diffèrent que par le type et la teneur en pigments ce qui donne des gradients de teintes remarquablement naturels. De même, malgré la différence de composition entre STML et UTML, les deux matériaux ont montré des translucidités similaires. ¹¹⁰

D'autres études ont montré que pour une épaisseur spécifique de matériau, la précision des couleurs est principalement affectée par le type de céramique zircone multicouches et la transparence élevée des céramiques entraîne des différences de couleur. ¹¹¹

Des études comparatives entre la zircone multicouche et la zircone 3Y-TZP ont montré que pour la zircone multicouche la couche d'émail avait le contenu cubique le plus élevé et la taille de grain la plus grande, suivi par les deux couches de transition et la couche de dentine. La 3Y-TZP a montré la plus petite taille de grain et le plus petit contenu cubique. ^{112 113}

Une quantité significative d'usure a été observée dans les deux matériaux jusqu'à 50 000 cycles, jusqu'à ce qu'elle atteigne un plateau. La zircone multicouche a montré une perte de volume plus importante et une plus grande profondeur d'usure que la zircone 3Y-TZP. La perte de volume plus importante était associée à une fracture latérale étendue, conduisant à l'écaillage du matériau de la surface des zircons sous forme cubique. ¹¹³

La conclusion est que le schéma d'usure de la zircone multicouche est plus sévère que celui de la 3Y-TZP. Cependant les différentes couches d'un même bloc de zircone multi-layer ont un comportement d'usure similaire. ¹¹³

Enfin la zircone multicouche est plus esthétique que la zircone 3Y-TZP et possède de bonnes propriétés mécaniques : elle est récente et toujours en voie de développement ce qui en fait un matériau prometteur pour l'avenir.

V. CONCLUSION

A cours des dernières années, l'utilisation de la technologie CFAO a augmenté au sein des cabinets et des laboratoires avec une génération de nouveaux praticiens maîtrisant les innovations technologiques.

La production CFAO a clairement élargi la palette de matériaux pour les prothèses dentaires en donnant accès à de nouveaux matériaux céramiques très fiables dont la Zirconie.

Malgré tous les avantages de ces nouvelles méthodes, les procédures de travail des dentistes devront être adaptées aux méthodes de la technologie CAD/CAM et ces méthodes comportent aussi leur lot de désagrément.

L'utilisation de la zirconie est croissante dans la pratique quotidienne et trouve de plus en plus d'indications du fait de ses différentes versions.

La zirconie multicouche, dernière évolution du matériau en date, est une promesse pour l'avenir des restaurations directes et indirectes en prothèse fixée, d'un point de vue mécanique, biologique et esthétique. Les améliorations seront directement liées aux avancées en CFAO et dans le domaine des matériaux, ce qui laisse entrevoir de belles perspectives compte tenu de leurs évolutions rapides et constantes.

ANNEXES

Table des illustrations

Figure 1 : Fragment de baddeleyite ⁸	2
Figure 2 : Maille monoclinique zircon. Y. Mahiat ⁶	5
Figure 3 : Maille quadratique de la zircon. Y. Mahiat ⁶	6
Figure 4 : Maille cubique de la zircon. Y. Mahiat ⁶	6
Figure 5 : Tableau du Module d'élasticité des céramiques. Y. Mahiat 2006 ⁶	8
Figure 6 : Tableau de la résistance à la flexion des céramiques. Y. Mahiat 2006 ⁶	9
Figure 7 : Tableau de la ténacité des matériaux. Y. Mahiat 2006 ⁶	9
Figure 8 : Caméra optique intra-orale CEREC Omnicam [®] de Dentsply Sirona [®] ⁴⁵	14
Figure 9 : Principe de triangulation ⁴⁸	14
Figure 10 : Principe de triangulation par projection de laser ⁴⁸	15
Figure 11 : Principe de la microscopie confocale parallèle ⁵¹	16
Figure 12 : Scanner Procera [®] de Nobel Biocare [®] ⁵⁷	17
Figure 13 : Différents blocs de céramique à usiner ⁶¹	19
Figure 14 : Photographie de l'usineuse CEREC Primemill de Dentsply Sirona [®] ⁶⁴	20
Figure 15 : Tableau récapitulatif des différents systèmes d'empreinte optique disponible ⁷⁶	22
Figure 16 : Tableau récapitulatif des différents logiciels disponible sur le marché ⁷⁶	23
Figure 17 : Faces occlusales de 24 et 25 ⁹⁴	30
Figure 18 : Faces occlusales 26 et 27 ⁹⁴	30
Figure 19 : Faces occlusales 34 et 35 ⁹⁴	31
Figure 20 : Faces occlusales 36 et 37 ⁹⁴	31
Figure 21 : Schéma montrant la propagation dans la zircon des micro-fissures en fracture ¹⁰⁹	37
Figure 22 : Schéma des blocs de zircon multicouches ¹¹⁰	38

BIBLIOGRAPHIE

- (1) Gautam, C.; Joyner, J.; Gautam, A.; Rao, J.; Vajtai, R. Zirconia Based Dental Ceramics: Structure, Mechanical Properties, Biocompatibility and Applications. *Dalton Trans.* **2016**, 45 (48), 19194–19215.
- (2) Vagkopoulou, T.; Koutayas, S.; Koidis, P.; Strub, J. Vagkopoulou Thaleia, Koutayas Spiridon Oumvertos, Koidis Petros, Strub Jörg Rudolf, “ Zirconia in Dentistry: Part1. Discovering the Nature of an Upcoming Bioceramic”, *European Journal of Esthetic Dentistry*. 2009, Vol.4 Issue 2; 131-151.
- (3) Bermes-Klaine, R. Busson R. céramique biocompatible de l’avenir. *Tech dent* 2002 ;192 :17-22. **2013**, 132.
- (4) Le Bras A. Quelle zircone pour quelle prothèse dentaire. *Stratégie Prothétique* : 2003;3(5):351-362
- (5) Bujis J. Zircone : un matériau méconnu. *Stratégie prothétique* 2003 ; 3(1):39-42
- (6) Y. Mahiat, “ La Zircone : Un Matériau Méconnu” *Stratégie Prothétique*, 2006Vol.6,N°1: 55-65.
- (7) Béranger G, Favergeon J, Moulin G. Zircone- céramique fonctionnelle. 10 octobre 2008
- (8) Baddeleyite: Properties and Occurrence - Assignment Point.[Internet. Disponible sur : <https://www.assignmentpoint.com/science/geographic-minerals/baddeleyite-properties-occurrence.html>
- (9) Kusel, P.; Mahiat, Y. Y.Mahiat, P.Kussel, Prothèssess transvissées-collées en Zircone, *Stratégie prothétique*, 2009, p85-96
- (10) Sivaraman, K.; Chopra, A.; Narayan, A. I.; Balakrishnan, D. K.Sivaraman, A.Chopra,A.I.Narayan, D.Balakrishnan, “ Is Zirconiaa Viable Alternative to Titanium for Oral Implant? A Critical Review”, *Journal of Prosthodontic Reserch*, Volume 63,Issue 2, April 2018, p 121-133.
- (11) Gracis, S.; Thompson, V. P.; Ferencz, J. L.; Silva, N. R. F. A.; Bonfante, E. A. A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *International Journal of Prosthodontics* **2015**, 28 (3), 227–235.
- (12) Helvey, G. A. Classifying Dental Ceramics: Numerous Materials and Formulations Available for Indirect Restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (15488578)* **2014**, 35 (1), 38–43.
- (13) Dejou J. “ Les Céramiques” Société Francophone de Biomatériaux Dentaires 2009.
- (14) Abd El-Ghany, O. S.; Sherief, A. H. Zirconia Based Ceramics, Some Clinical and Biological Aspects: Review. *Future Dental Journal* **2016**, 2 (2), 55–64.
- (15) Manicone, P. F.; Rossi Iommetti, P.; Raffaelli, L. An Overview of Zirconia Ceramics: Basic Properties and Clinical Applications. *Journal of Dentistry* **2007**, 35 (11), 819–826.

- (16) Pilathadka, S.; Vahalová, D.; Vosáhlo, T. The Zirconia: A New Dental Ceramic Material. An Overview. *Prague Med Rep* **2007**, *108* (1), 5–12.
- (17) Leinfelder, K. F. Porcelain esthetics for the 21st century. *The Journal of the American Dental Association* **2000**, *131*, 47S-51S.
- (18) Piconi, C.; Maccauro, G. Zirconia as a Ceramic Biomaterial. *Biomaterials* **1999**, *20* (1), 1–25.
- (19) Christel, P.; Meunier, A.; Heller, M.; Torre, J. P.; Peille, C. N. Mechanical Properties and Short-Term in-Vivo Evaluation of Yttrium-Oxide-Partially-Stabilized Zirconia. *J Biomed Mater Res* **1989**, *23* (1), 45–61.
- (20) Suttor, D. Lava Zirconia Crowns and Bridges. *Int J Comput Dent* **2004**, *7* (1), 67–76.
- (21) Omori, S.; Komada, W.; Yoshida, K.; Miura, H. Effect of Thickness of Zirconia-Ceramic Crown Frameworks on Strength and Fracture Pattern. *Dent Mater J* **2013**, *32* (1), 189–194.
- (22) Research and Development of Alumina and Zirconia Artificial Hip Joint. *Clinical Materials* **1993**, *12* (4), 219–225.
- (23) Denry, I.; Kelly, J. R. State of the Art of Zirconia for Dental Applications. *Dent Mater* **2008**, *24* (3), 299–307.
- (24) Tinschert, J.; Natt, G.; Mautsch, W.; Augthun, M.; Spiekermann, H. Fracture Resistance of Lithium Disilicate-, Alumina-, and Zirconia-Based Three-Unit Fixed Partial Dentures: A Laboratory Study. *Int J Prosthodont* **2001**, *14* (3), 231–238.
- (25) Le Bras A. Quelle zircone pour quelle prothèse dentaire. *Stratégie Prothétique* : 2003;3(5):351-362
- (26) Use of International Standard ISO 10993-1, “Biological Evaluation of Medical Devices - Part 1: Evaluation and Testing within a Risk Management Process” - Guidance for Industry and Food and Drug Administration Staff. 68.
- (27) Covacci, V.; Bruzzese, N.; Maccauro, G.; Andreassi, C.; Ricci, G. A.; Piconi, C.; Marmo, E.; Burger, W.; Cittadini, A. In Vitro Evaluation of the Mutagenic and Carcinogenic Power of High Purity Zirconia Ceramic. *Biomaterials* **1999**, *20* (4), 371–376.
- (28) Ichikawa, Y.; Akagawa, Y.; Nikai, H.; Tsuru, H. Tissue Compatibility and Stability of a New Zirconia Ceramic in Vivo. *J Prosthet Dent* **1992**, *68* (2), 322–326.
- (29) Zhang, L.; Haddouti, E.-M.; Welle, K.; Burger, C.; Wirtz, D. C.; Schildberg, F. A.; Kabir, K. The Effects of Biomaterial Implant Wear Debris on Osteoblasts. *Front Cell Dev Biol* **2020**, *8*.
- (30) Torricelli, P.; Verné, E.; Brovarone, C. V.; Appendino, P.; Rustichelli, F.; Krajewski, A.; Ravaglioli, A.; Pierini, G.; Fini, M.; Giavaresi, G.; Giardino, R. Biological Glass Coating on Ceramic Materials:: In Vitro Evaluation Using Primary Osteoblast Cultures from Healthy and Osteopenic Rat Bone. *Biomaterials* **2001**, *22* (18), 2535–2543.
- (31) Burger, W.; Richter, H. G.; Piconi, C.; Vatteroni, R.; Cittadini, A.; Boccari, M. New Y-TZP Powders for Medical Grade Zirconia. *J Mater Sci Mater Med* **1997**, *8* (2), 113–118.

- (32) Zhang, Y.; Kelly, J. R. Dental Ceramics for Restoration and Metal-Veneering. *Dent Clin North Am* **2017**, *61* (4), 797–819.
- (33) Stawarczyk, B.; Keul, C.; Eichberger, M.; Figge, D.; Edelhoff, D.; Lümke, N. Three Generations of Zirconia: From Veneered to Monolithic. Part II. *Quintessence Int* **2017**, *48* (6), 441–450.
- (34) Stawarczyk, B.; Keul, C.; Eichberger, M.; Figge, D.; Edelhoff, D.; Lümke, N. Three Generations of Zirconia: From Veneered to Monolithic. Part I. *Quintessence Int* **2017**, *48* (5), 369–380.
- (35) Carrabba, M.; Keeling, A. J.; Aziz, A.; Vichi, A.; Fabian Fonzar, R.; Wood, D.; Ferrari, M. Translucent Zirconia in the Ceramic Scenario for Monolithic Restorations: A Flexural Strength and Translucency Comparison Test. *J Dent* **2017**, *60*, 70–76.
- (36) Ghodsi, S.; Jafarian, Z. A Review on Translucent Zirconia. *Eur J Prosthodont Restor Dent* **2018**, *26* (2), 62–74.
- (37) Ayoub, K.; Koutaya, Y. KOUTAYAS AE., VAGKOPOULOU T., PELEKANOS S., KOIDIS P., STRUB J. : «La Zirconie En Dentisterie : Percée Clinique et Acquis Scientifiques.» *The European Journal of Esthetic Dentistry*, 2010; Vol2, No.1 : 28-61.; 2020.
- (38) Bajraktarova-Valjakova, E.; Korunoska-Stevkovska, V.; Kapusevska, B.; Gigovski, N.; Bajraktarova-Misevska, C.; Grozdanov, A. Contemporary Dental Ceramic Materials, A Review: Chemical Composition, Physical and Mechanical Properties, Indications for Use. *Open Access Maced J Med Sci* **2018**, *6* (9), 1742–1755.
- (39) Chen, Y.-W.; Moussi, J.; Drury, J. L.; Wataha, J. C. Zirconia in Biomedical Applications. *Expert Rev Med Devices* **2016**, *13* (10), 945–963.
- (40) Beuer, F.; Schweiger, J.; Edelhoff, D. Digital Dentistry: An Overview of Recent Developments for CAD/CAM Generated Restorations. *Br Dent J* **2008**, *204* (9), 505–511.
- (41) Duret, F.; Preston, J. D. CAD/CAM Imaging in Dentistry. *Curr Opin Dent* **1991**, *1* (2), 150–154.
- (42) Miyazaki, T.; Hotta, Y.; Kunii, J.; Kuriyama, S.; Tamaki, Y. A Review of Dental CAD/CAM: Current Status and Future Perspectives from 20 Years of Experience. *Dental Materials Journal* **2009**, *28* (1), 44–56.
- (43) Ting-Shu, S.; Jian, S. Intraoral Digital Impression Technique: A Review. *J Prosthodont* **2015**, *24* (4), 313–321.
- (44) Fuster-Torres, M. A.; Albalat-Estela, S.; Alcañiz-Raya, M.; Peñarrocha-Diago, M. CAD / CAM Dental Systems in Implant Dentistry: Update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* **2009**, *14* (3), E141-145.
- (45) Numérisation avec CEREC | Dentsply Sirona France [Internet]. Disponible sur : <https://www.dentsplysirona.com/content/dentsply-sirona/fr-fr/decouvrez-nos-produits/cerec/numerisation-avec-cerec.html>
- (46) Mehl, A.; Gloger, W.; Kunzelmann, K. H.; Hickel, R. A New Optical 3-D Device for the Detection of Wear. *J Dent Res* **1997**, *76* (11), 1799–1807.

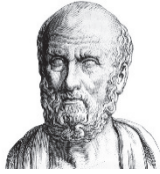
- (47) Cazier, S.; Moussally, C. Description of the various digital impression systems. **2013**, 12.
- (48) Lecocq, G. La Prise d’empreintes Numériques : Principes et Intérêts En Orthodontie. *International Orthodontics* **2016**, 14 (2), 184–194.
- (49) Descamp F, Fages M. Empreinte optique. : La CFAO en odontologie Les bases, les principes et les systèmes. p. 17-30
- (50) Van der Meer, W. J.; Andriessen, F. S.; Wismeijer, D.; Ren, Y. Application of Intra-Oral Dental Scanners in the Digital Workflow of Implantology. *PLoS One* **2012**, 7 (8), e43312.
- (51) Guida, S.; Arginelli, F.; Farnetani, F.; Ciardo, S.; Bertoni, L.; Manfredini, M.; Zerbinati, N.; Longo, C.; Pellacani, G. Clinical Applications of In Vivo and Ex Vivo Confocal Microscopy. *Applied Sciences* **2021**, 11 (5), 1979.
- (52) Logozzo, S.; Zanetti, E. M.; Franceschini, G.; Kilpelä, A.; Mäkynen, A. Recent Advances in Dental Optics – Part I: 3D Intraoral Scanners for Restorative Dentistry. *Optics and Lasers in Engineering* **2014**, 54, 203–221..
- (53) Patzelt, S. B. M.; Emmanouilidi, A.; Stampf, S.; Strub, J. R.; Att, W. Accuracy of Full-Arch Scans Using Intraoral Scanners. *Clin Oral Investig* **2014**, 18 (6), 1687–1694.
- (54) Kohorst, P.; Junghanns, J.; Dittmer, M. P.; Borchers, L.; Stiesch, M. Different CAD/CAM-Processing Routes for Zirconia Restorations: Influence on Fitting Accuracy. *Clin Oral Investig* **2011**, 15 (4), 527–536.
- (55) Paulus, S.; Eichert, T.; Goldbach, H. E.; Kuhlmann, H. Limits of Active Laser Triangulation as an Instrument for High Precision Plant Imaging. *Sensors (Basel)* **2014**, 14 (2), 2489–2509.
- (56) Persson, M.; Andersson, M.; Bergman, B. The Accuracy of a High-Precision Digitizer for CAD/CAM of Crowns. *J Prosthet Dent* **1995**, 74 (3), 223–229.
- (57) DENTEC, L. dentaire. CFAO | Prothèse Dentaire | Scanner Procera, 2010. [Internet]. Disponible sur : <https://laboratoire-dentec.fr/equipements-dentec/scanner-procera>
- (58) PELISSIER B, "Matériaux, clinique et CFAO dentaire". *LEFILDENTAIRE magazine dentaire*, 2011.
- (59) Prajapati, A.; Prajapati, A.; R.Mody, D.; B.Choudhary, A. Dentistry Goes Digital: A Cad-Cam Way-A Review Article. *IOSR Journal of Dental and Medical Sciences* **2014**, 13, 53–59.
- (60) Miyazaki, T.; Nakamura, T.; Matsumura, H.; Ban, S.; Kobayashi, T. Current Status of Zirconia Restoration. *J Prosthodont Res* **2013**, 57 (4), 236–261.
- (61) Lambert, H. Les blocs céramiques pour usinages en CFAO directe. 3.[Internet].Disponible sur: <https://www.aonews-lemag.fr/ao-23-blocs-c%C3%A9ramiques-cfao-directe-hugo-lambert/>
- (62) Alghazzawi, T. F. Advancements in CAD/CAM Technology: Options for Practical Implementation. *J Prosthodont Res* **2016**, 60 (2), 72–84.
- (63) Bartala M., Duret F., “ LA CFAO appliquée” *Information dentaire* 2014, p.17.

- (64) Dentsply Sirona - Unités de meulage CEREC [Internet]. Disponible sur : <https://www.dentsplysirona.com/content/dentsply-sirona/fr-fr/decouvrez-nos-produits/cerec/>
- (65) Descamps F, Fages M Guide clinique "La CFAO en odontologie: les bases les principes et les systèmes " 2016
- (66) Sneha, S. M.; Abhilasha, S. B. Cad/Cam In Dental Restorations: An Overview. *aedj* **2010**, 2 (3), 123–128.
- (67) Parasher, P. 6. Functioning of Chairside CAD-CAM Systems. *Journal of Advanced Medical and Dental Sciences Research* **2014**, 2 (4), 7.
- (68) Baroudi, K.; Ibraheem, S. N. Assessment of Chair-Side Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing Restorations: A Review of the Literature. *J Int Oral Health* **2015**, 7 (4), 96–104.
- (69) Place de la CFAO directe dans la dentisterie moderne. *LEFILDENTAIRE magazine dentaire*, 2010.
- (70) Arcaute B, Nasr K. "CFAO au cabinet dentaire : le matériel disponible en 2017." *LEFILDENTAIRE magazine dentaire*, 2017.
- (71) Mangin P. "CFAO au cabinet dentaire: quelle est la bonne stratégie ?". *L'Expert du Dentaire*, 2017.
- (72) Cantayre G, Nasr K. "Sept caméras d'empreintes optiques intra-orales au banc d'essai ". *LEFILDENTAIRE magazine dentaire*, 2018.
- (73) Imburgia, M.; Logozzo, S.; Hauschild, U.; Veronesi, G.; Mangano, C.; Mangano, F. G. Accuracy of Four Intraoral Scanners in Oral Implantology: A Comparative in Vitro Study. *BMC Oral Health* **2017**, 17 (1), 92.
- (74) CNIF. Le guide de la CFAO. CNIF (Centre National d'Innovation et de Formation des Prothésistes Dentaires [Internet]. Disponible sut : <https://www.editionsmdp.fr/livres/guide-cliniqueguide-professionnel/ligne-editoriale.html>
- (75) DWOS Chairside CAD ." Solutions dentaires pour les cliniques et laboratoires" Dental Wings [Internet. Disponible sur : <https://dentalwings.com/fr/>
- (76) Maillard A. "Acquisition numérique,CFAO dentaire: origines, évolutions et perspectives" Thèse pour le diplôme d'état de Docteur en chirurgie dentaire. 2018-TOU3-3056. 83.
- (77) Regin M., Mahdhaoui K., Attal J-P. Biomatériaux cliniques Vol.5 N°2 2020 " Les couronnes tout céramique Partie 2: Quel choix dans le secteur postérieur" p31-p43
- (78) Jacobs, M. S.; Windeler, A. S. An Investigation of Dental Luting Cement Solubility as a Function of the Marginal Gap. *J Prosthet Dent* **1991**, 65 (3), 436–442.
- (79) Valderhaug, J.; Birkeland, J. M. Periodontal Conditions in Patients 5 Years Following Insertion of Fixed Prosthesis. Pocket Depth and Loss of Attachment. *J Oral Rehabil* **1976**, 3 (3), 237–243.
- (80) Goldman, M.; Laosonthorn, P.; White, R. R. Microleakage--Full Crowns and the Dental Pulp. *J Endod* **1992**, 18 (10), 473–475.

- (81) Valderhaug, J.; Ellingsen, J. E.; Jokstad, A. Oral Hygiene, Periodontal Conditions and Carious Lesions in Patients Treated with Dental Bridges. A 15-Year Clinical and Radiographic Follow-up Study. *J Clin Periodontol* **1993**, *20* (7), 482–489.
- (82) Silness, J. Periodontal Conditions in Patients Treated with Dental Bridges. 3. The Relationship between the Location of the Crown Margin and the Periodontal Condition. *J Periodontal Res* **1970**, *5* (3), 225–229.
- (83) Nugala, B.; Kumar, B. S.; Sahitya, S.; Krishna, P. M. Biologic Width and Its Importance in Periodontal and Restorative Dentistry. *J Conserv Dent* **2012**, *15* (1), 12–17.
- (84) Khuller, N.; Sharma, N. Biologic Width: Evaluation and Correction of Its Violation. *Journal of Oral Health and Community Dentistry* **2009**, *3*.
- (85) Sharma, A.; Rahul, G. R.; Poduval, S. T.; Shetty, K. Short Clinical Crowns (SCC) - Treatment Considerations and Techniques. *J Clin Exp Dent* **2012**, *4* (4), e230-236.
- (86) Perelmuter S.. La prothèse céramo-céramique par CFAO. “Chapitre 1 : Aspects cliniques des céramiques à haute résistance” 2009. P-13-p29
- (87) Azevedo, C.; Colon, P. Azevedo. C et Colon P. “Les polymères de collage” réalité clinique 2005; 16(4):351-364
- (88) Perelmuter S., Duret F., Lelièvre F., Lecardonnel A., Chéron R. “La prothèse céramo-céramique par CFAO”, Quintessence international 10/2009; 112-120
- (89) Gatard F. Le scellment des restaurations céramiques à base d’alumine ou de zircone. Stratégie Prothétique – Vol. 4 n°1 – Février 2004 p.69-74
- (90) Blatz, M. B.; Sadan, A.; Kern, M. Ceramic Restorations. *Compend Contin Educ Dent* **2004**, *25* (6), 412, 414, 416 passim.
- (91) Ozcan, M. Fracture Reasons in Ceramic-Fused-to-Metal Restorations. *J Oral Rehabil* **2003**, *30* (3), 265–269.
- (92) Laborde, G.; Dejou, J. Dejou J. et Laborde G. Assemblage des restaurations à infrastructure céramique de haute résistance. *Réalité Clinique* 2010;21(3):219-226
- (93) Brun S., Raffo S., Proust J., Morphologie comparée des dents humaines [Internet]. Faculté d’odontologie de Marseille, 2003
- (94) Aguilar H. Restaurations Directes Des Dents Cuspidées : Considérations Occlusales. Thèse pour le Diplôme d’état de Docteur en Chirurgie Dentaire 2018-TOU3_3047.
- (95) Abjean J. *L’occlusion en pratique clinique*. 2002; Editions Bodadeg Ar Sonerion: Lieu de publication non identifié, 2002.
- (96) Orthlieb J. La courbe de spee: un impératif physiologique et prothétique. *Les cahiers de prothèse*. janvier 1983

- (97) Attal J-P, Tirlet G. Préparation et assemblage : les deux clefs du succès. SOP présenté à: Journée Céramique; 2009 mars 10; Paris.
- (98) Hüe O, Berteretche M-V. Prothèse complète: réalité clinique, solutions thérapeutiques. Paris; Berlin; Chicago [etc.]: Quintessence international; 2003.
- (99) Archien, C.; Kunzelmann, K.-H.; Kern, M.; AG Keramik. *Tout sur le "tout céramique": guide sur les indications, le choix des matériaux, les préparations et la pose des restaurations "céramo-céramiques"*; 2008.
- (100) Prajapati, A.; Prajapati, A.; R.Mody, D.; B.Choudhary, A. Dentistry Goes Digital: A Cad-Cam Way- A Review Article. *IOSR Journal of Dental and Medical Sciences* **2014**, *13*, 53–59.
- (101) Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S. & Tamaki, Y. 2009. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, *28*, 44-56
- (102) Kohorst, P.; Herzog, T. J.; Borchers, L.; Stiesch-Scholz, M. Load-Bearing Capacity of All-Ceramic Posterior Four-Unit Fixed Partial Dentures with Different Zirconia Frameworks. *European Journal of Oral Sciences* **2007**, *115* (2), 161–166.
- (103) Kokubo, Y.; Tsumita, M.; Sakurai, S.; Torizuka, K.; Steyern, P. V. V.; Fukushima, S. The Effect of Core Framework Designs on the Fracture Loads of All-Ceramic Fixed Partial Dentures on Posterior Implants. *Journal of Oral Rehabilitation* **2007**, *34* (7), 503–507.
- (104) Persson, A. S. K.; Andersson, M.; Odén, A.; Sandborgh-Englund, G. Computer Aided Analysis of Digitized Dental Stone Replicas by Dental CAD/CAM Technology. *Dent Mater* **2008**, *24* (8), 1123–1130.
- (105) Launois, C.; March, P. D. De March P., Launois C. "Bridge de longue portée : céramo-métallique ou tout céramique ?" *Réalité Clinique* 2007;18(3): P177-P185
- (106) Filser, F.; Kocher, P.; Weibel, F.; Lüthy, H.; Schärer, P.; Gauckler, L. J. Reliability and Strength of All-Ceramic Dental Restorations Fabricated by Direct Ceramic Machining (DCM). *Int J Comput Dent* **2001**, *4* (2), 89–106.
- (107) Sailer I. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up Quintessence international Vol.37.N°9.Octobre2006
- (108) Andreiotelli, M.; Kohal, R.-J. Fracture Strength of Zirconia Implants after Artificial Aging. *Clin Implant Dent Relat Res* **2009**, *11* (2), 158–166.
- (109) Laplace, N. "Usure de l'émail opposé à des céramiques monolithiques en zircone et en disilicate de lithium: revue systématique de la littérature". Thèse pour le Diplôme d'état de Docteur en Chirurgie Dentaire. 2016 N°18
- (110) Kolakarnprasert, N.; Kaizer, M. R.; Kim, D. K.; Zhang, Y. New Multi-Layered Zirconias: Composition, Microstructure and Translucency. *Dent Mater* **2019**, *35* (5), 797–806.
- (111) Kang, C.-M.; Peng, T.-Y.; Shimoe, S. Color Accuracy of Different Types of Monolithic Multilayer Precolored Zirconia Ceramics. *J Prosthet Dent* **2020**, *124* (6), 789.e1-789.e7.

- (112) Elsaka, S. E. Optical and Mechanical Properties of Newly Developed Monolithic Multilayer Zirconia. *Journal of Prosthodontics* **2019**, *28* (1), e279–e284.
- (113) Vardhaman, S.; Borba, M.; Kaizer, M. R.; Kim, D.; Zhang, Y. Wear Behavior and Microstructural Characterization of Translucent Multilayer Zirconia. *Dental Materials* **2020**, *36* (11), 1407–1417.



SERMENT MEDICAL

En présence des Maîtres de cette Faculté, de mes chers condisciples, devant l'effigie d'HIPPOCRATE.

Je promets et je jure, d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la Médecine Dentaire.

Je donnerai mes soins à l'indigent et n'exigerai jamais un salaire au-dessus de mon travail, je ne participerai à aucun partage clandestin d'honoraires.

Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire.

Admise dans l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe, ma langue taira les secrets qui me seront confiés et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs ni à favoriser le crime.

Je ne permettrai pas que des considérations de religion, de nation, de race, de parti ou de classe sociale viennent s'interposer entre mon devoir et mon patient.

Même sous la menace, je n'admettrai pas de faire usage de mes connaissances médicales contre les lois de l'humanité.

J'informerai mes patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences. Je ne tromperai jamais leur confiance et n'exploiterai pas le pouvoir hérité des connaissances pour forcer les consciences.

Je préserverai l'indépendance nécessaire à l'accomplissement de ma mission. Je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés.

Respectueux et reconnaissant envers mes Maîtres, je rendrai à leurs enfants l'instruction que j'ai reçue de leur père.

Que les hommes m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses.

Que je sois déshonorée et méprisée de mes confrères si j'y manque.

SALODINI Mathilde – La zircone en prothèse fixée postérieure : Intérêts et limites de la conception et fabrication assistée par ordinateur.

Th. : Chir. dent. : Marseille : Aix-Marseille Université : 2021

Rubrique de classement : Odontologie Prothétique

Résumé :

La conception et la fabrication assistée par ordinateur est une technologie qui a vu le jour il y a quelques années dans le domaine de l'odontologie. Elle permet de remplacer certaines techniques conventionnelles de laboratoires et a permis d'apparition ou le développement de nouveaux matériaux tels que la zircone. Ce matériau est devenu un incontournable en odontologie prothétique où il trouve de nombreuses indications grâce à ses propriétés mécaniques et optiques. Plusieurs générations de zircone ont été mises sur le marché depuis le commencement de son utilisation afin d'améliorer ses propriétés et d'étendre ses indications. La dernière version est la zircone monobloc multicouche qui est très intéressante du point de vue mécanique mais qui a également des propriétés optiques augmentées. La méthodologie par CFAO et l'utilisation de la zircone deviennent de plus en plus présentes dans notre pratique quotidienne : bien qu'efficaces et en constante évolution elles nécessitent encore des améliorations afin de répondre au mieux au cahier des charges d'un élément prothétique en zone postérieure et aux exigences esthétiques croissantes des patients

Mots-clés : Céramique – Prothèse fixée – Conception assistée par ordinateur – Fabrication assistée par ordinateur – Zircone.

SALODINI Mathilde – Zirconia in posterior fixed prosthesis: Advantages and limitations of computer-aided design and manufacturing.

Abstract:

Computer aided design and manufacturing is a technology that has emerged a few years ago in the field of dentistry. It allows to replace some conventional laboratory techniques and has allowed the appearance or development of new materials such as zirconia. This material has become a must in prosthetic dentistry where it finds numerous indications thanks to its mechanical and optical properties. Several generations of zirconia have been put on the market since the beginning of its use in order to improve its properties and to extend its indications. The latest version is the multi-layer monoblock zirconia which is very interesting from a mechanical point of view but also has enhanced optical properties. The CAD/CAM methodology and the use of zirconia are becoming more and more present in our daily practice: although efficient and in constant evolution, they still need improvements in order to meet the specifications of a prosthetic element in the posterior area and the increasing aesthetic requirements of the patients.

Keywords : Ceramics – Fixed prosthesis – Computer-aided design – Computer-aided manufacturing – Zirconia.