



Département de Médecine Dentaire

MEMOIRE DE FIN D'ETUDE

Présenté et soutenu publiquement

Le 29 JUIN 2020

En vue de l'obtention du diplôme de Docteur en Médecine
Dentaire

THEME

**LES RESTAURATIONS CERAMO-
CERAMIQUES**

Réalisé par :

- Mlle ABDALLAH KAHINA
- Mr ALIOUANE AMAR
- Mlle DJEGHALI DAHBIA

Encadré par :

Dr MEKKID

Membres du jury :

Dr HANOUCHE Faculté de Médecine UMMTO Présidente du jury

Dr BOUBRIT Faculté de Médecine UMMTO Examinatrice

Dr MEKKID Faculté de Médecine UMMTO Promotrice



Département de Médecine Dentaire

MEMOIRE DE FIN D'ETUDE

Présenté et soutenu publiquement

Le 29 JUIN 2020

**En vue de l'obtention du diplôme de Docteur en Médecine
Dentaire**

THEME

**LES RESTAURATIONS CERAMO-
CERAMIQUES**

Réalisé par :

- Mlle ABDALLAH KAHINA
- Mr ALIOUANE AMAR
- Mlle DJEGHALI DAHBIA

Encadré par :

Dr MEKKID

Membres du jury :

Dr HANOUCHE Faculté de Médecine UMMTO Présidente du jury

Dr BOUBRIT Faculté de Médecine UMMTO Examinatrice

Dr MEKKID Faculté de Médecine UMMTO Promotrice

Dédicaces

Mlle Abdallah Kahina

Louange à Dieu tout-puissant, qui m'a permis de voir ce jour tant attendu.

Je dédie ce mémoire :

A l'âme de mes grand-mères, je tiens à honorer votre mémoire.

A mes parents, qui m'ont appris le sens du travail et de la responsabilité ; je voudrai vous remercier pour votre amour, votre générosité, et votre compréhension...

Aucune dédicace ne saurait exprimer la gratitude, l'estime et le respect que j'ai pour vous ; ce modeste travail n'est que le fruit de vos sacrifices déployés pour mon éducation et ma formation. J'implore le seigneur pour qu'il vous accorde longue et heureuse vie.

A mes sœurs Hiba et Lila, en gage de mon profond amour ; vous m'aviez soutenu, réconforté et encouragé tout le long de ma vie ; puissent nos liens se consolider et se pérenniser à tout jamais.

A toute ma petite famille : ma tante, son mari et ses adorables enfants ; à mes oncles et leurs femmes.

A ma grande famille que je n'ai pu citer, toute mon affection et mon respect.

A ma binôme Sarah, plutôt ma sœur, en souvenir de notre sincère et profonde amitié, trouve dans ce travail l'expression de mon respect le plus profond et de mon affection la plus sincère.

A mes amis, je ne peux trouver l'expression juste et sincère pour exprimer ma pensée.

Au frère que je n'ai jamais eu, Smaïl ; pour ton soutien inconditionnel et ton encouragement.

A ma promotrice Dr Mekkid, qui m'apprend toujours d'incalculables leçons de vie, je vous dédie ce travail en reconnaissance pour votre dévouement durant toute ma formation.

Au service de prothèse du CHU Neddir Mouhamed, et particulièrement au Dr Boubrit et au Dr Hanouchine, deux esprits à la bonté exceptionnelle ; je ne saurais vous remercier assez, que Dieu vous procure santé et bonheur.

A ma chère Mme Chebbiri, une grande sœur, que dieu vous bénisse.

Mlle Djeghali Dahbia

Au terme de ce cursus universitaire, couronné par l'élaboration de ce mémoire de fin de cycle, je tiens à adresser mes sincères remerciements :

A mes très chers parents,

A qui je dois aujourd'hui de soutenir ce mémoire et qui ont su m'encourager tout au long de mes études. Vous avez tout sacrifié pour vos enfants n'épargnant ni santé ni efforts, vous m'avez donné un magnifique modèle de labeur et de persévérance. Je suis redevable d'une éducation dont je suis fière et je vous suis profondément reconnaissante.

A ma grande sœur Ouissem,

Je suis contente que tu aies trouvé ta voix et que tu t'épanouisses dans ta nouvelle spécialité de Pédiatrie.

A ma petite sœur Tina,

La meilleure des petites sœurs. Pour m'avoir encouragé dans les moments de doute, je te souhaite de briller dans ton parcours médical, tu es capable du meilleur je n'en doute pas.

A kahina,

Ma binome et mon amie depuis mes premiers jours à la faculté, avec qui j'ai pu rigoler comme rarement. Merci d'avoir fait de ces années d'études des années amusantes remplies de bons souvenirs. Tu fais partie de ma famille désormais.

A Dyhia,

Pour être toujours là et pour tous ces moments de rire partagés. Tu es une amie, comme on en a peu je ne garde que de bons souvenirs de notre amitié, qui je sais, va encore durer bien au-delà de ces six ans.

Au docteur Zaouane,

Un des enseignants et médecins qui m'a le plus marqué, avec qui j'ai beaucoup appris et j'ai beaucoup évolué, pour votre très grande disponibilité. La qualité de votre enseignement théorique et clinique a fait beaucoup pour l'intérêt que je porte à la Parodontologie. Je garderai de vous le souvenir d'un praticien exemplaire.

Mr Aliouane Amar

Je dédie ce modeste travail à :

Mes parents, tous les mots ne sauraient exprimer mon amour éternel, mon respect, ma gratitude et ma considération pour tous les sacrifices que vous avez fait pour mon instruction et mon bien-être.

Ma petite sœur, tu es non seulement ma sœur mais également mon amie la plus proche et la plus fidèle, je t'aime sœurlette et je te souhaite une longue vie pleine de joie, bonheur et réussite.

L'ensemble des enseignants du département de médecine dentaire de la faculté de médecine de Tizi-Ouzou : qui nous ont fournis les outils nécessaires à la réussite de nos études universitaires avec une formation de qualité, veuillez trouver dans ce travail l'expression de mon respect le plus profond et de ma reconnaissance la plus sincère.

Toute personne ayant contribué de loin ou de près à la réalisation de ce travail.

Remerciements

A notre présidente du jury : Dr L. HANOUCHE

Maître assistant, service de prothèse CHU Nedir Mohamed Tizi-Ouzou

Vous nous avez fait l'honneur d'accepter la présidence du jury d'examen de notre thèse. Vous nous avez fait partager votre passion de la prothèse avec toute la patience et la pédagogie que nous vous connaissons. En clinique, vous nous avez toujours épaulés pour les cas difficiles, vous êtes pour nous un praticien modèle. Soyez assuré de notre gratitude et de notre profond respect.

A notre directrice de mémoire : Dr A. MEKKID

Maître assistant, chef de service de prothèse CHU Nedir Mohamed Tizi-
Ouzou

Vous nous avez fait le grand honneur de bien vouloir diriger et participer à ce travail. Pour votre aide, disponibilité, patience et pour toutes les connaissances que vous nous avez apportées ; veuillez trouver dans ce travail, l'expression de nos remerciements les plus sincères et de notre profond respect.

A notre juge : Dr S. BOUBRIT

Maître assistant au service de prothèse CHU Nedir Mohamed Tizi-ouzou

C'est avec grand plaisir que nous vous comptons dans le jury de notre thèse.
Vous nous avez permis de profiter pleinement de vos connaissances, et de
votre compétence particulière tout au long de notre cursus.

Vos qualités humaines et professionnelles nous ont beaucoup marqués.

Un grand merci pour tout ce que vous nous avez apporté.

Table des matières

Page de garde

Dédicaces

Remercîments

Table des matières

Liste des abréviations

Liste des tableaux

Liste des figures

Introduction

Problématique

Partie théorique :

Chapitre I : La céramique

I- HISTORIQUE :	5
II- GENERALITES :	7
1- DEFINITIONS :.....	7
2- COMPOSITION DES CERAMIQUES DENTAIRES :	9
3- CLASSIFICATION DES CERAMIQUES DENTAIRES :	12
3-1- <i>L'ancienne classification</i> :	12
3-2- <i>La nouvelle classification des céramiques dentaires (SADOUNE et FERRARI)</i> :	13
4- LES MATERIAUX HYBRIDES :	27
5- PROPRIETES ET INTERETS DES PROCEDES CERAMO-CERAMIQUES :	27
5-1- <i>Propriétés</i> :	27
5-2- <i>Intérêts</i> :	35
6- LA SURVIE CLINIQUE DES COURONNES CERAMO-CERAMIQUES :	38
7- LA DEGRADATION DE LA CERAMIQUE :	39
8- LA LIAISON CERAMIQUE COSMETIQUE – CERAMIQUE D'INFRASTRUCTURE :	40

Chapitre II : Les principaux procédés céramo-céramiques

I- RAPPELS :	44
II- LES CERAMIQUES PRESSEES : IPS EMPRESS 2® (IVOCLAR) :	45
1- COMPOSITION :.....	45
2- PROPRIETES :	46
3- INDICATIONS :	47
4- CONTRE-INDICATIONS :	47
5- PROTOCOL OPERATOIRE :	48

III- LES CERAMIQUES INFILTREES (LA BARBOTINE) IN-CERAM® (VITA) :	
53	
1- COMPOSITION :	53
2- PROPRIETES :	54
3- INDICATIONS :	55
4- CONTRE-INDICATIONS :	55
5- PROTOCOL OPERATOIRE :	56
IV- LA CFAO : PROCERA® ALLCERAM ; CEREC 3® :	63
1- LA CERAMIQUE SEMI-USINEE PROCERA® ALLCERAM :	64
2- LA CERAMIQUE USINEE : CEREC 3® :	71
V- AVANTAGES ET INCONVENIENTS DES PRINCIPAUX PROCEDES CERAMO-CERAMIQUES :	76

Chapitre III : Les préparations prothétiques

I- LES COURONNES CERAMO-CERAMIQUES :	79
1- LES DIFFERENTS MATERIAUX :	79
2- LES INDICATIONS ET LES CONTRE-INDICATIONS :	80
3- LES AVANTAGES ET LES INCONVENIENTS :	80
II- LES BRIDGES TOUT CERAMIQUES :	81
1- LES DIFFERENTS MATERIAUX :	81
2- LES INDICATIONS ET LES CONTRE-INDICATIONS :	81
3- LES AVANTAGES ET LES INCONVENIENTS :	82
III- LES PREPARATIONS DENTAIRES POUR LES COURONNES ET BRIDGES TOUT CERAMIQUES :	82
1- DENT ANTERIEURE :	82
2- DENT POSTERIEURE :	85
3- CAS PARTICULIER DES BRIDGES :	88
IV- LES INLAIS EN CERAMIQUE :	89
1- LES DIFFERENTS MATERIAUX :	89
2- LES INDICATIONS ET LES CONTRE-INDICATIONS :	89
3- LES AVANTAGES ET LES INCONVENIENTS :	90
4- PROTOCOLE CLINIQUE :	90
V- LES RECONSTITUTIONS CORONO-RADICULAIRES :	91
1- LES INDICATIONS DES RCR CERAMISES :	92
2- LES INCONVENIENTS DES RCR CERAMISES :	92

Chapitre IV : Collage et scellement

I- LES MATERIAUX D'ASSEMBLAGE :	94
1- CRITERES DE CHOIX DES MATERIAUX D'ASSEMBLAGE :	95

2- PROCEDURE CLINIQUE :..... 99

Partie pratique :

I- CAS CLINIQUES :..... 104

1- EXAMEN CLINIQUE :..... 104

2- DIAGNOSTIC :..... 108

3- TRAITEMENT :..... 108

4- DEMARCHE THERAPEUTIQUE :..... 108

Conclusion

Bibliographie

Liste des abréviations

CAD/CAM : computer assisted design / computer assisted manufacturing

CFAO : conception et fabrication assistées par ordinateur

HIP : hot isostatic pressing

ICA : In-Ceram Alumina

ICS : In-Ceram Spinell

ICZ : In-Ceram Zirconia

ISO : organisation mondiale de normalisation

MEB : microscope électronique à balayage

RCR : reconstitution corono-radriculaire

TZP : tetragonal zirconia polycrystal

Liste des tableaux

Tableau 1 L'ancienne classification des céramiques dentaires.....	13
Tableau 2 Classification des céramiques dentaires selon leur composition chimique.....	14
Tableau 3 Récapitulation de la classification des céramiques dentaires selon la méthode de mise en forme	25
Tableau 4 Synthèse des propriétés des céramiques d'infrastructure	41
Tableau 5 Synthèse des propriétés des céramiques cosmétiques	42
Tableau 6 Indications des différentes céramiques infiltrées selon la situation clinique	56
Tableau 7 Avantages et inconvénients des principaux procédés céramo-céramiques	76
Tableau 8 Les indications et les contre-indications des couronnes céramo-céramiques	80
Tableau 9 Les avantages et les inconvénients des couronnes céramo-céramiques.....	80
Tableau 10 Les indications et contre-indications des bridges tout céramiques	81
Tableau 11 Les avantages et les inconvénients des bridges tout céramiques	82
Tableau 12 Les indications et les contre-indications des INLAYS en céramique	89
Tableau 13 Les avantages et les inconvénients des INLAYS en céramique	90
Tableau 14 Préconisation d'utilisation du collage et/ou du scellement selon les principaux procédés céramo-céramiques	98
Tableau 15 Examen de l'occlusion statique chez la patiente O.O	106
Tableau 16 Examen de l'occlusion dynamique chez la patiente O.O.....	107

Liste des figures

Figure 1 Première prothèse complète entièrement en céramique réalisée par Dubois de Chemant	5
Figure 2 Le noyau d'alumine de Mac Lean et Hugues 1964	6
Figure 3 Microphotographie en MEB d'une céramique	8
Figure 4 Frittage des particules en céramique	9
Figure 5 Microphotographie en MEB d'un échantillon d'une céramique feldspathique	15
Figure 6 Microphotographie au MEB d'un échantillon d'une céramique alumineuse	16
Figure 7 Microphotographie en MEB d'un échantillon d'une vitrocéramique	17
Figure 8 Maille quadratique ou tétragonale	18
Figure 9 Maille monoclinique	18
Figure 10 Maille cubique	19
Figure 11 Blocage de la propagation d'une fissure par la transformation des cristaux tétragonaux en cristaux monocliniques sous l'effet de la contrainte appliquée par la fissure en progression	19
Figure 12 Dégradation à basse température en présence d'eau	21
Figure 13 Schéma récapitulatif de la classification des céramiques dentaires	26
Figure 14 Exemple de quelques céramiques dentaires commercialisées et leur résistance à la flexion	29
Figure 15 Mesure de la ténacité de quelques céramiques dentaires commercialisées	29
Figure 16 Module d'élasticité de certaines céramiques dentaires commercialisées comparé à l'émail dentaire	30
Figure 17 IPS connector pour la conception d'armatures de bridges	46
Figure 18 Bloc d'IPS Empress 2	46
Figure 19 Le teintier Bleach	49
Figure 20 Le teintier Chromascop®	49
Figure 21 Wax-up directeur antérieur	49
Figure 22 Réalisation de maquettes en cire	50
Figure 23 Réalisation d'une clé en silicone	50
Figure 24 Séparation des tiges de coulées	51
Figure 25 Couronnes après scellement en bouche	53
Figure 26 Couronnes sur modèle	53
Figure 27 Résistance à la flexion des différents types de la céramique IN-Ceram®	54
Figure 28 Teintier Vitapan 3D Master®	58
Figure 29 Application de la barbotine à l'aide d'un pinceau sur une restauration pleurale	60
Figure 30 Retouche de l'infrastructure par meulage	60
Figure 31 Application de verre sur l'extrados de la chape	61
Figure 32 Cuisson de l'infiltration du verre sur une tige en platine	61
Figure 33 Adaptation de l'armature en clinique	62
Figure 34 Collage de la couronne In-Ceram®	62
Figure 35 Scanner Procera®	64
Figure 36 Elaboration virtuelle de la chape	68
Figure 37 Précision des limites cervicales	68
Figure 38 Chape avec adaptation adéquate au modèle de travail original	69
Figure 39 Vérification de la chape au microscope	70
Figure 40 Montage de la céramique cosmétique sur la chape	70

Figure 41 Le système Cerec 3®	72
Figure 42 Empreinte optique en bouche Cerec 3®	74
Figure 43 Tige d'usinage avant meulage et polissage	75
Figure 44 Clé vestibulaire	82
Figure 45 Sillons d'orientation avec fraise diamantée conique à bout plat	83
Figure 46 Réduction du bord incisif et de la face vestibulaire avec une fraise conique diamantée à bout plat	84
Figure 47 Réduction de la face axiale linguale avec une fraise conique à bout plat	84
Figure 48 Réduction de la concavité linguale avec une fraise roue	84
Figure 49 Vérification de la préparation avec le guide de réduction.....	85
Figure 50 Guide de réduction en silicone pour dent postérieure	85
Figure 51 Réduction de la face occlusale	86
Figure 52 Réduction axiales des faces vestibulaires et linguales	87
Figure 53 Réduction des faces proximales	87
Figure 54 Vérification de la préparation avec le guide de réduction et le ciseau à émail	87
Figure 55 INLAY en céramique.....	91
Figure 56 Zinc Ciment Improved SS White liquid.....	94
Figure 57 Vivaglass®CEM	94
Figure 58 Variolink® Esthetic	95
Figure 59 La patiente O.O au sourire	104
Figure 60 Examen endo-buccal	106
Figure 61 Examen de l'occlusion statique chez la patiente O.O.....	106
Figure 62 Examen de l'occlusion dynamique de la patiente O.O du côté gauche	107
Figure 63 Examen de l'occlusion dynamique de la patiente O.O du côté droit.....	107
Figure 64 Empreinte préliminaire inférieure à l'alginat.....	108
Figure 65 Empreinte préliminaire supérieure à l'alginat.....	108
Figure 66 Coulée des empreintes préliminaires	108
Figure 67 Préparation finie des dents 11 - 12 - 21 - 22 (vue palatine)	109
Figure 68 Préparation finie des dents 11 - 12 - 21 - 22 (vue frontale)	109
Figure 69 Les limites cervicales de la préparation reproduites fidèlement sur l'empreinte.....	109
Figure 70 Empreinte maxillaire avec la technique double mélange.....	109
Figure 71 Modèle en plâtre des préparations	109
Figure 72 Scellement du bridge provisoire	109
Figure 73 Couronnes céramo-céramiques (vue palatine)	109
Figure 74 Couronnes céramo-céramiques	109
Figure 75 Essayage des couronnes céramo-céramiques en bouche.....	109
Figure 76 Collage des couronnes céramo-céramiques	109
Figure 77 Avant restaurations céramo-céramiques	109
Figure 78 Après restaurations céramo-céramiques	109

Introduction

Introduction

Depuis le début des années 80, les systèmes céramo-céramiques n'ont cessé d'évoluer et remplacent petit à petit les restaurations céramo-métalliques.

En raison de leurs excellentes caractéristiques en termes d'esthétique mais aussi de biocompatibilité, les couronnes et les bridges tout céramiques connaissent une considération et une notoriété grandissante.

Les reconstitutions céramo-céramique doivent, aujourd'hui, corriger le préjudice esthétique d'un sourire défaillant tout en étant biocompatibles et en ayant les propriétés mécaniques adaptées. Pour se faire la palette des céramiques s'est grandement élargie ces vingt dernières années, offrant des systèmes non seulement esthétiques mais aussi extrêmement résistants.

L'objectif de cette thèse est de présenter les principaux procédés céramo-céramiques du point de vue des biomatériaux (propriétés et intérêts), des impératifs cliniques et des diverses techniques de laboratoire (étapes de réalisation).

Ensuite, nous évoquerons les différentes possibilités de restaurations prothétiques dont le succès repose notamment sur le choix du matériau le plus adapté et le respect des indications.

Etape ultime, nous verrons quels sont les critères de choix des matériaux d'assemblage ainsi que les procédures cliniques, conditions sine qua non de la pérennité de nos prothèses.

Problématique

Problématique

- Les derniers progrès de la céramique ont-ils permis aux restaurations céramo-céramiques de surmonter les obstacles et les limites qu'elles rencontraient auparavant ?
- Les restaurations céramiques actuelles, permettent-elles de supprimer les restaurations à base d'autres matériaux de notre arsenal thérapeutique ?
- Qu'en est-il du champ d'application actuel de la tout céramique ?

Partie théorique

Chapitre I :

La céramique

I- Historique :

La céramique est originellement l'art de façonner l'argile et d'en fixer les formes par cuisson. Le mot « céramique » dérive du grec « Keramos », né d'un vieux radical indo-européen « Kram », signifiant brûler, et qui a donné naissance au latin « Cremare ». Le mot « porcelaine » vient de l'italien « Porcellana » avec deux sens : « mollusque logé dans un coquillage univalve » et « céramique fine et dure »(1). La porcelaine serait donc une céramique particulière. La technologie de la céramique a été développée dès le XI^{ème} siècle en Chine ; ses composants étaient : Kaolin, Silice et Feldspath.

En 1776, l'apothicaire français Alexis Duchâteau proposa pour la première fois un matériau céramique pour une application dentaire, il travaillait en collaboration avec le dentiste Dubois de Chemant pour produire la première prothèse complète(2).



Figure 1 Première prothèse complète entièrement en céramique réalisée par Dubois de Chemant

Charles H. Land de Detroit a introduit en 1889 la première restauration dentaire en céramique pour une dent préparée. La céramique employée était un matériau feldspathique à haute fusion (1050 ° C – 1200 ° C) contenant 15% en volume de quartz cristallin qui a été condensé sur une feuille de platine, adapté directement sur la dent naturelle préparée. Malgré son avantage esthétique, dû à une teneur élevée en verre feldspathique ; qui a fourni une restauration translucide ; le matériau était extrêmement fragile provoquant une rupture pendant le service. À ce stade, le principal inconvénient de la céramique était sa résistance relativement faible, ce qui limitait son utilisation.

Au début des années 1960, les procédés céramo-métalliques ont connu un succès considérable grâce à l'association de la résistance du métal à la beauté de la céramique(1). C'était une véritable révolution ; en quelques années, les couronnes céramo-métalliques deviennent « le procédé céramique » par excellence. Par ailleurs l'utilisation d'alliage non précieux a contribué à une plus grande diffusion de ces procédés. En 1964, Mac Lean et Hugues, relancèrent la couronne « Jacket », c'est-à-dire sans infrastructure métallique, en renforçant la couronne par un noyau d'alumine sur lequel est cuite la céramique cosmétique. Pendant pratiquement vingt ans ce procédé n'a pratiquement pas évolué. Entre temps, la mise au point d'une procédure permettant l'adhésion d'une colle sur une céramique a permis d'envisager la réalisation de facettes et d'inlays ou onlays en céramique.



Figure 2 Le noyau d'alumine de Mac Lean et Hugues 1964

Progressivement, à compter de 1980, les céramiques dentaires ont été utilisées dans une grande variété d'applications cliniques :

- En 1980, la société Vita™ proposa le « Hi-Ceram® », qui consiste à réaliser une infrastructure d'alumine par cuisson sur un revêtement réfractaire ;
- En 1983, Sozio et Riley présentèrent le « Cerestore® », une chape en alumine plus résistante obtenue par injection d'une pâte thermoplastique crue par technique de cire perdue, puis frittée secondairement ;
- O'Brien proposa une chape en magnésium infiltrée de verre ;
- En 1985, Michael Sadoun décrit la technique « In-Ceram® », qui utilise une barbotine d'alumine frittée à 1100°C, renforcée par une infiltration de verre coloré dérivée d'une technique de « Slip-casting ». La concentration élevée d'alumine a augmenté la résistance à la flexion de l'infrastructure ;
- En 1990, Ivoclar™ proposa le procédé « Empress® », qui permettait d'injecter, sous haute pression et à haute température, de la céramique feldspathique renforcée par de la leucite ;

- En 1993, Mat Anderson introduit un système semi-industriel « Procera® » permettant d'obtenir une armature en alumine polycristalline de haute densité. Ce système marque la renaissance de la CFAO en prothèse (après les premières propositions de François Duret dans les années 1980). (3)

L'ensemble de ces recherches a permis d'aboutir à la réalisation d'armatures en céramique autorisant une complémentarité chromatique entre l'infrastructure et la céramique cosmétique ; alors qu'avec la couronne céramo-métallique, la couche cosmétique et la couche opaque assuraient seuls le rôle cosmétique ; la conséquence a été l'optimisation de la luminosité et pour certains de ces systèmes, de la translucidité des restaurations prothétiques. Les restaurations dentaires en céramique pourraient être fabriquées avec une seule couche de céramique ou avec des couches multiples composées de porcelaine de couronnement et de placage. Par conséquent, les dentistes et les techniciens dentaires ont une gamme de systèmes de restaurations en céramique qui sont composés de matériaux spécialement formulés et d'équipements coûteux pour la fabrication d'une restauration.

II- Généralités :

1- Définitions :

1-1- Le verre :

Un verre est un composé minéral fabriqué à base de silice, qui possède une structure vitreuse, c'est à dire désordonnée. Il est mis en forme à partir d'une poudre agglomérée et consolidée par frittage(4).

Les verres possèdent une grande stabilité chimique, du fait des liaisons de type covalentes ou ioniques qui unissent les atomes. Cette propriété leur confère une très bonne biocompatibilité.

C'est la présence de cations alcalins de grande taille qui empêche la formation d'un réseau cristallin et qui est responsable de la structure non ordonnée du verre. Les verres sont des matériaux fragiles, c'est-à-dire qu'ils n'ont pas ou très peu de possibilité de déformation plastique.

1-2- Les céramiques :

Les céramiques sont aussi des matériaux inorganiques, composés d'oxydes, de carbures, de nitrures et de borures. Les céramiques présentent des liaisons chimiques fortes de nature ionique ou covalente. Elles sont mises en forme à partir d'une poudre de granulométrie adaptée qui est agglomérée(2).

Dans une deuxième étape, la densification et la consolidation de cet agglomérat sont obtenues par un traitement thermique appelé frittage. Il peut se réaliser avec ou sans application de pression externe ; grâce auquel un système de particules individuelles ou un corps poreux modifie certaines de ses propriétés dans le sens de l'évolution vers un état de compacité maximale. Actuellement, on considère que le traitement de consolidation peut être aussi une cristallisation ou une prise hydraulique. A la différence des verres, les céramiques, en tous cas dans les matériaux les plus anciens, sont constituées de 2 phases distinctes : une phase vitreuse, la matrice (désordonnée) et une phase cristalline dispersée (ordonnée).

L'incorporation de cette phase cristalline dans la matrice vitreuse a permis une amélioration significative de la dureté et de la résistance des céramiques par rapport à celles des verres.

Les céramiques sont constituées d'atomes métalliques ou de métalloïdes. Les atomes d'oxygène de diamètre plus important que les autres, constituent une charpente sur laquelle viennent s'insérer les atomes métalliques ou les métalloïdes.

La céramique dentaire est composée à 99% en masse d'oxydes mis en forme par frittage en phase liquide ou solide. Pour la plupart, elles ont une structure biphasée de verre chargé (une phase vitreuse et une phase cristalline). Ce sont des matériaux fragiles.

Les systèmes utilisés en odontologies ont pour la plupart des verres chargés en plus ou moins grande quantité par une phase cristalline.

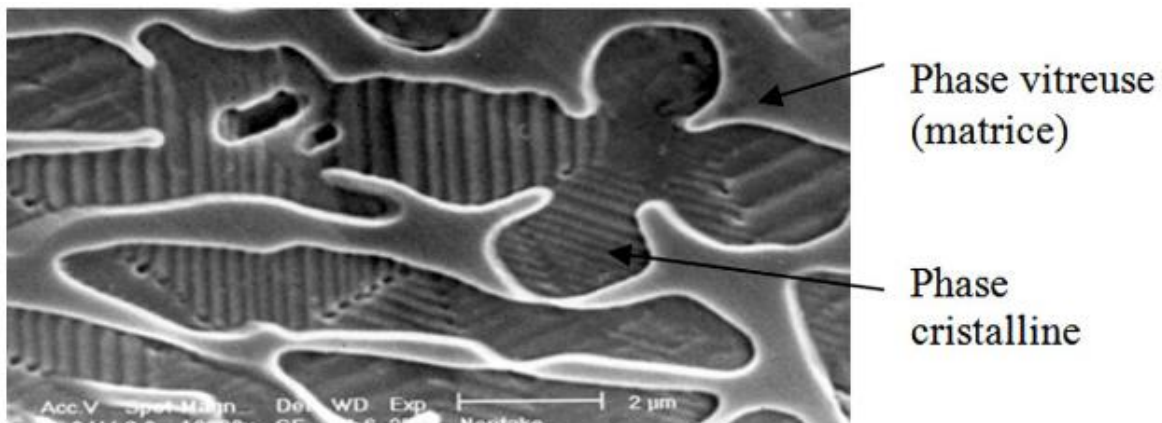


Figure 3 Microphotographie en MEB d'une céramique

1-3- Le frittage :

Le frittage est un traitement thermique avec ou sans application de pression externe, grâce auquel un système de particules individuelles ou un corps poreux modifie certaines de ses propriétés dans le sens d'une évolution vers un état de compacité maximale (porosité idéale = 0).

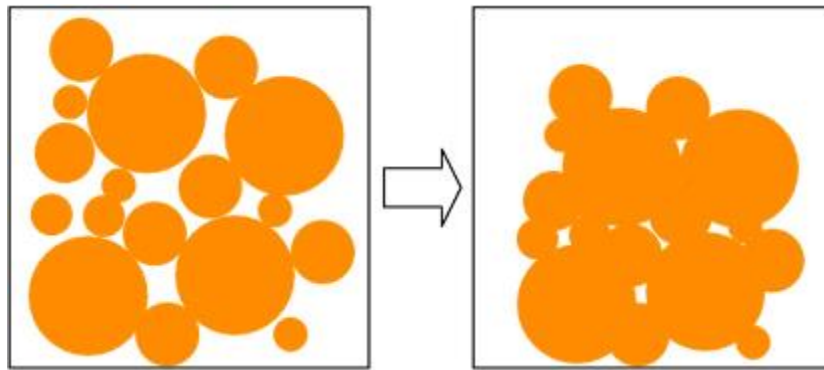


Figure 4 Frittage des particules en céramique

2- Composition des céramiques dentaires :

Les céramiques dentaires comprennent généralement les mêmes éléments de base que les céramiques traditionnelles, ou dites feldspathiques.

La connaissance de ces éléments, nous permet de mieux comprendre par la suite, les différentes propriétés des céramiques dentaires.

2-1- Composition chimique :

On a l'habitude de classer les composants chimiques en :

- Oxydes principaux ;
- Oxydes alcalins modificateurs ;
- Oxydes mineurs.

Cette classification ne préjuge pas de l'influence des composants sur les propriétés du matériau, mais tient compte uniquement de leur concentration.

2-1-1- Les oxydes principaux :

La silice (SiO_2) : dite oxyde de silicium, elle est le composant le plus important (entre 55 et 78%). Caractérisée par une haute température de fusion (1710°C), une résistance chimique remarquable, un faible coefficient de dilatation thermique ($5 \times 10^{-7} \text{ K}^{-1}$), et une viscosité élevée

à haute température qui s'oppose à la dévitrification. C'est le composant à la fois de la phase vitreuse et de la phase cristalline dispersée.

L'alumine (Al_2O_3) : dite oxyde d'aluminium : représente moins de 10% des composants, elle possède une grande résistance mécanique, et participe à la formation de la phase vitreuse essentiellement, mais parfois aussi la phase cristalline, alors elle diminue sa translucidité.

Remarque : l'augmentation de la concentration en oxydes principaux s'accompagne d'une augmentation de la température de cuisson (frittage), de la tension superficielle, de la résistance mécanique et de la rétraction après frittage.

2-1-2- Les oxydes alcalins modificateurs :

Oxydes de cation alcalins monovalents, sont essentiellement modificateurs de la phase vitreuse, ils représentent 10 à 17% (Na_2O , K_2O , Li_2O).

Les oxydes modificateurs abaissent la température de ramollissement, augmentent le coefficient de dilatation thermique en dessous de la température de transition vitreuse et diminuent la tension superficielle et la viscosité ; donc ils interviennent dans le sens contraire de la silice et de l'alumine.

- **Intérêt des oxydes alcalins modificateurs :**

Les céramiques feldspathiques sont surtout utilisées pour l'émaillage des armatures métalliques ou céramiques des restaurations céramo-métalliques ou céramo-céramiques(4).

La résistance de ces restaurations est étroitement liée à la formation d'une liaison : matériau d'infrastructure / céramique cosmétique, forte.

Plusieurs paramètres participent à l'établissement de cette liaison parmi lesquels l'étalement parfait de la pâte de céramique sur l'infrastructure, et le coefficient de dilatation thermique des deux matériaux très proches.

Le mouillage de la surface de l'infrastructure est dépendant de la tension superficielle de la céramique à l'état pâteux. Plus la tension superficielle est basse et plus l'étalement de la pâte céramique est parfait. Or, silice et alumine conduisent à la formation d'une pâte avec une tension superficielle élevée, il est donc nécessaire de la modifier (de l'abaisser) avec des oxydes alcalins.

Le coefficient de dilatation thermique des métaux est la plupart du temps très supérieur à celui des céramiques. Cela conduit, lors du refroidissement de la restauration après frittage de la céramique, et dès que la céramique est devenue solide (en deçà de la température de transition vitreuse) à une forte rétraction du métal et une faible rétraction de la céramique. Si le différentiel n'est pas trop important, la mise en compression de la céramique en résultant peut permettre le blocage de la propagation de fissures et donc le renforcement de la restauration. Par contre, si le différentiel est important, une fracture de la céramique peut apparaître. C'est pourquoi, il est important de modifier, en l'augmentant, le coefficient de dilatation thermique des céramiques, grâce aux oxydes modificateurs.

Plus la concentration en K_2O est élevée on obtient des céramiques dites de nouvelle génération (riches en leucites) qui possèdent des propriétés mécaniques plus élevées, grâce à la formation, lors du frittage de cristaux de leucite dans la matrice vitreuse.

2-1-3- Les oxydes mineurs :

Ce sont les opacifiants, les fondants et les colorants.

- Les opacifiants : se trouvent avec une concentration de 6 à 15%, elles servent d'opacifiants et renforcent les qualités mécaniques du matériau. On les retrouve essentiellement dans la phase cristalline, généralement c'est des oxydes cristallins de métaux tétravalents tels que l'oxyde d'étain, l'oxyde de zirconium, l'oxyde de titane et l'oxyde de cérium.
- Les fondants : compris entre 0 et 5%, agissent comme un flux et abaissent la température de cuisson (frittage). Comprennent le bore, les carbonates et l'oxyde de zinc.
- Les colorants : représentés par les oxydes métalliques et les terres rares (agents fluorescents), le dioxyde de titane et l'oxyde de vanadium pour la couleur jaune, l'oxyde de fer pour la couleur marron, le monoxyde de cobalt pour la couleur bleu et le monoxyde de nickel pour la couleur grise.

2-2- Composition minéralogique :

2-2-1- Les feldspaths et feldspathoïdes :

Ils composent la matrice vitreuse, et ont une température de fusion comprise entre 1100 et 1300°C. Le feldspath potassique s'appelle orthose et le feldspath sodique s'appelle albite : si le rapport orthose/albite diminue, la température de fusion de la céramique diminue et la viscosité augmente. Les feldspathoïdes sont des tectosilicates moins riches en silice.

Les feldspaths et feldspathoïdes ont un rôle dans la diminution de la température de cuisson des céramiques, leur structure vitreuse permet de définir la translucidité finale du produit.

2-2-2- Le quartz :

Compose la charpente cristalline et possède une température de fusion de 1700°C.

2-2-3- Le kaolin ou argile :

Le kaolin est un aluminosilicate hydraté, qui possède une action réfractaire plus importante que les autres argiles, sa température de fusion est de 1800°C. Il joue un triple rôle dans le modelage, l'opacification et la rigidité des céramiques.

2-2-4- Les colorants métalliques, oxydes, aluminates, phosphates :

Ils sont présents soit par dispersion de phases cristallines colorées, ou par incorporation d'ions dans le réseau de verre créant des centres colorés. Comme exemple le chlorure d'or ou aluminat de chrome pour le rose, l'argent pour l'orange et l'oxyde de chrome ou uranium pour le vert.

2-3- Composition physique :

La céramique dentaire se trouve généralement dans un flacon, sous forme de poudre composée de grains de diamètre compris entre 4 et 100µm. En plus on retrouve des plastifiants hydrosolubles pour la mise en forme (alginates, sucres) et des colorants.

3- Classification des céramiques dentaires :**3-1- L'ancienne classification :**

Traditionnellement, la classification était faite en fonction des températures de fusion. Le terme de fusion est d'ailleurs inapproprié, il s'agit en fait de la température de frittage(1).

Cette classification est représentée dans le tableau suivant :

Tableau 1 L'ancienne classification des céramiques dentaires

Type de céramique	Température de fusion	Indications
Céramique haute fusion	1290°C – 1390°C	Prothèse amovible
Céramique moyenne fusion	1090°C – 1260°C	Jacket ou matrice platine
Céramique basse fusion	870°C – 1065°C	Céramo-métallique pour émaillage des métaux
Céramique très basse fusion	660°C – 780°C	Céramo-métallique pour émaillage du titane et de l'or à bas intervalle de fusion

Cependant, cette classification est ambiguë, les céramiques à très basse température de frittage sont habituellement appelées « céramiques basses fusion », ce qui est une double erreur : il n'y a pas de fusion lors de la mise en forme des céramiques et la notion de basse fusion s'applique à des céramiques dont la température de frittage dépasse généralement les 900°C.

3-2- La nouvelle classification des céramiques dentaires (SADOUNE et FERRARI) :

Les propriétés finales des prothèses céramiques : résistance mécanique, précision d'adaptation et propriétés optique, résultent de la nature chimique du matériau, de sa microstructure et du procédé de sa mise en forme.

Un même matériau peut être mis en forme de façons différentes, modifiant ainsi les propriétés de la prothèse en céramique.

Certaines céramiques peuvent aussi bien être utilisées comme céramiques d'infrastructure et/ou céramique cosmétique (les vitrocéramiques).

3-2-1. La classification selon la composition chimique :

Elle regroupe trois grandes familles, représentées dans le tableau suivant :

Tableau 2 Classification des céramiques dentaires selon leur composition chimique

Microstructure		Composition	Indications
Céramiques vitreuses (matrice vitreuse + particules cristallines dispersées)	Céramiques feldspathiques	Leucite (silicate double d'aluminium et de potassium)	Facettes, Inlay, Onlay
	Vitrocéramiques	Disilicate de lithium	Couronnes et bridges antérieurs
	Vitrocéramiques	Fluoroapatite	Facettes, Inlay, Onlay
Céramiques infiltrées (matrice cristalline + verre infiltré)		Oxyde de magnésium et d'aluminium + verre	Couronnes
		Alumine	Couronnes et bridges antérieurs
		Alumine / dioxyde de zirconium	Couronnes et bridges postérieurs
Céramiques polycristallines		Alumine	Couronnes et bridges antérieurs
		Dioxyde de zirconium	Couronnes et bridges postérieurs

3-2-1-1- Les céramiques feldspathiques :

Elles sont le modèle de l'ancêtre toujours bien vivant. Parce que les autres matériaux ont été développés à partir ou contre cet ancêtre, il est indispensable de bien les connaître(1)(4).

Les céramiques feldspathiques d'ancienne génération sont généralement utilisées pour l'émaillage d'infrastructures métalliques. La nouvelle génération comprend des matériaux renforcés par une haute teneur en leucite (combinaison de silice avec des oxydes de potassium et d'aluminium).

Ces céramiques présentent différentes expressions en fonction des procédés de mise en forme utilisés (cuisson sur revêtement ou injection).

Elles sont employées pour la confection de restaurations entièrement céramique car la leucite augmente le coefficient de dilatation thermique du matériau qui n'est plus apte à être appliqué sur un support métallique.

Ces céramiques sont représentées, entre autres, par la céramique cosmétique Vitadur® N créée pour la jacket alumineuse de Mac Lean en 1968.

Il suffit d'énumérer les propriétés d'un verre feldspathique pour déterminer les raisons pour lesquelles on le choisit comme matière première des céramiques conventionnelles :

- Transparence ;
- Aptitude à la coloration et à l'opacification ;
- Résistance physico-chimique, mécanique et aux gradients thermiques ;
- Possibilité de modifications appropriées en vue d'obtenir des propriétés déterminées.

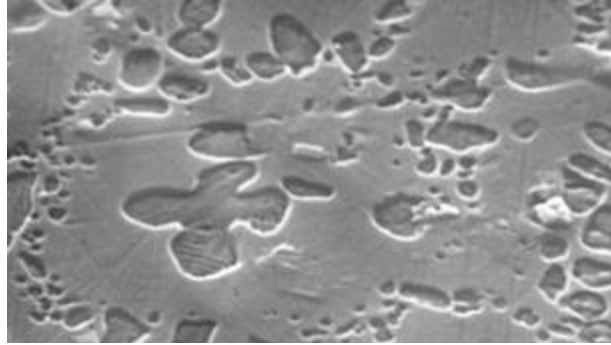


Figure 5 Microphotographie en MEB d'un échantillon d'une céramique feldspathique

3-2-1-2- Les céramiques alumineuses :

Ce type de matériau céramique comprend une proportion importante d'alumine dont le rôle est d'augmenter les propriétés mécaniques du produit. Les céramiques d'infrastructures riches en alumine sont utilisées pour la réalisation d'un noyau de soutien à une céramique feldspathique classique.

On peut citer :

- La céramique alumineuse de Mac Lean à 40 % d'alumine ; elle sert d'infrastructure à une céramique cosmétique dont le coefficient de dilatation est compatible ;
- La céramique Cerestore® à 65 % d'alumine, mise au point par Riley et Sozio en 1983. Le procédé consiste à substituer aux infrastructures céramo-métalliques des chapes à base d'alumine. La majorité des composants est minérale, elle est ajoutée à une résine silicone et des plastifiants organiques. La phase vitreuse résiduelle est constituée par un aluminosilicate alcalino-terreux (baryum et magnésium). L'équivalent chez la firme Vita est représenté par le procédé Hi Ceram®. Ces deux procédés sont peu à peu abandonnés face aux nouvelles céramiques ;
- La céramique In-Ceram® à 85 % d'alumine, inventée par Michaël Sadoun en 1985. Dans ce système, deux autres céramiques ont vu le jour : l'In-Ceram® Spinell (formée de spinelle et d'alumine) et l'In-Ceram® Zirconia (contenant 33 % de zircon et 67 % d'alumine). Ces matériaux sont disponibles sous forme de barbotine (pour le procédé InCeram® traditionnel) ou sous forme de blocs préfrittés usinables qui sont secondairement infiltrés de verre (Cerec 3®) ;

- La céramique Procera® à 99 % d'alumine, conçue et développée par M. Andersson et A. Odén en 1993. Cette céramique alumineuse est densifiée par frittage après l'usinage. C'est un procédé de réalisation semi-industrielle de chape entièrement en alumine et sans phase vitreuse(5).

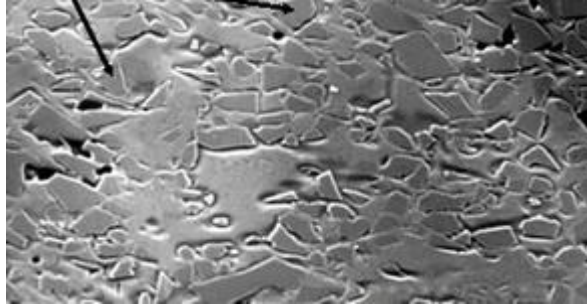


Figure 6 Microphotographie au MEB d'un échantillon d'une céramique alumineuse

3-2-1-3- Les vitrocéramiques :

Les vitrocéramiques sont des matériaux mis en forme à l'état de verres qui subissent un traitement thermique de cristallisation volontaire contrôlée et partielle.

Le verre utilisé sous forme de petits lingots est composé de silice, d'oxyde de potassium, d'oxyde de magnésium et de fluorure de magnésium, ainsi que de faibles quantités d'alumine, d'oxyde de zirconium et d'un agent fluorescent ; ces proportions varient selon les procédés(6).

Le traitement thermique transforme le verre monophasé homogène en une structure biphasée ; environ 55 % du verre est transformé en structure cristalline. Au fur et à mesure de cette transformation, de petits cristaux apparaissent et croissent pour former un système de cristaux plats, réguliers, imbriqués les uns dans les autres. Cette transformation structurale entraîne des modifications de propriétés du matériau notamment :

- Sur le plan optique, le matériau transparent à l'état vitreux devient translucide après vitrocéramisation. Les microcristaux possèdent généralement un indice de réfraction différent de celui de la matrice. Il en résulte une diffusion de la lumière, donc une opacification ;
- Sur le plan mécanique, la résistance mécanique augmente de 85 à 100 % par rapport aux céramiques classiques grâce à leur faible taux de porosité et surtout aux interfaces matrice-cristaux qui limitent la propagation des fissures ;
- Sur le plan dimensionnel, la cristallisation génère nécessairement un retrait qui peut être évalué en théorie à une moyenne de 2,5 % linéaire. Cette variation est en fait en fonction de la nature, de la taille et de la quantité des cristaux formés. Les vitrocéramiques dentaires doivent donc allier un degré de cristallinité suffisant sur le plan mécanique avec un retrait limité compatible avec les exigences de précision

requis d'une prothèse. Dans la pratique ce retrait est partiellement compensé par l'emploi systématique de vernis d'espacement et par l'expansion thermique du revêtement de céramisation.

On retrouve ces céramiques dans les procédés Dicor®, Cerapearl®, IPS Empress® et IPS Empress 2®. Ils mettent en œuvre des matériaux essentiellement constitués d'oxydes mis en forme par fonderie à la cire perdue, suivi d'un traitement thermique de céramisation et d'une personnalisation esthétique par recouvrement à l'aide de fines couches superficielles de verre coloré.

Le procédé Optec HSP®, présenté pour la première fois au congrès de Chicago en 1987, utilise également des vitrocéramiques.

Le système Biofibral®, mis au point en 1993 par la société Sofaced, utilise une vitrocéramique avec de l'hydroxyapatite, de la zircone et des fibres céramiques réfractaires ; le tout formant un ensemble parfaitement homogène.

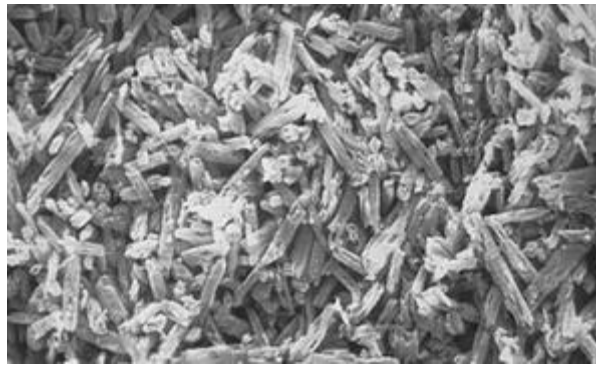


Figure 7 Microphotographie en MEB d'un échantillon d'une vitrocéramique

3-2-1-4- Le cas particulier de la zircone :

La zircone ou oxyde de zirconium est formée d'atome de zirconium. À l'état naturel il est présent sous forme de silicate de zirconium : $ZrSiO_4$ (sable d'Alvit) ou d'oxyde (Baddeleyite) allié à différentes impuretés.

Le dioxyde métallique (ZrO_2), a été identifié en 1789 par le chimiste Allemand Martin Heinrich Klaproth(7).

La Baddeleyite est un minerai rare, découvert en 1892 au Sri Lanka par Joseph Baddeley. Ses principaux gisements se trouvent en Afrique du sud mais, sa rareté sous cette forme fait que les quantités produites ne suffisent pas à couvrir la demande. On exploite donc le sable zirconifère d'Australie, constitué à 67 % de silicate de zirconium(7).

Cristallographie du dioxyde de zirconium :

Les cristaux existent sous différentes formes : monocliniques, quadratiques (ou tétraogonales) et cubiques. Leur stabilité est dépendante des conditions de température, de pression, et d'environnement dans lesquelles ils se trouvent.

Le zircon est un oxyde céramique polycristallin dans lequel de très fortes liaisons covalentes ou ioniques entre atomes assurent d'excellentes propriétés mécaniques et chimiques. La structure cristallographique de la zircone explique ses propriétés particulières. En effet, suivant la température trois phases structurales existent :

- Jusqu'à 1170 °C le matériau est stable. Sa structure cristalline est composée de tétraèdres à côtés parallélépipédiques (maille monoclinique) ;
- Avec l'augmentation de la température (de 1170 °C à 2370 °C) la zircone s'organise, avec des cristaux tétraogonaux à angles droits. C'est la phase quadratique ;
- A partir de 2370 °C apparaissent des cristaux cubiques ; c'est la phase cubique qui se maintient jusqu'au point de fusion à 2690 °C.

Ces phases vont déterminer les propriétés mécaniques de la zircone.

Les phases monocliniques et cubiques offrent de plus faibles propriétés mécaniques comparées à la phase quadratique. Celle-ci étant métastable on tente de la stabiliser par adjonction d'oxydes en faibles quantités (3 à 5 %).

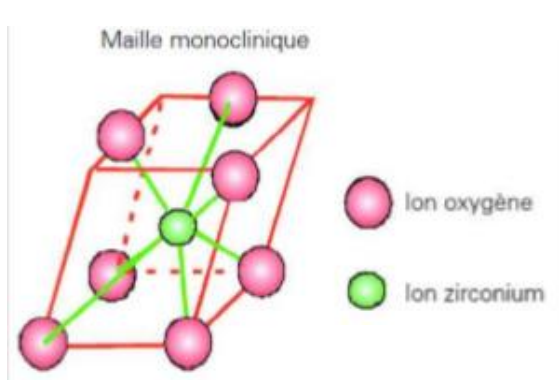


Figure 9 Maille monoclinique

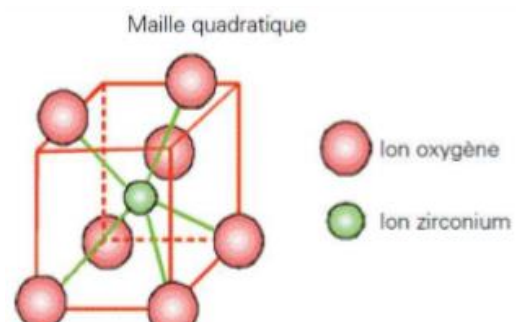


Figure 8 Maille quadratique ou tétraogonale

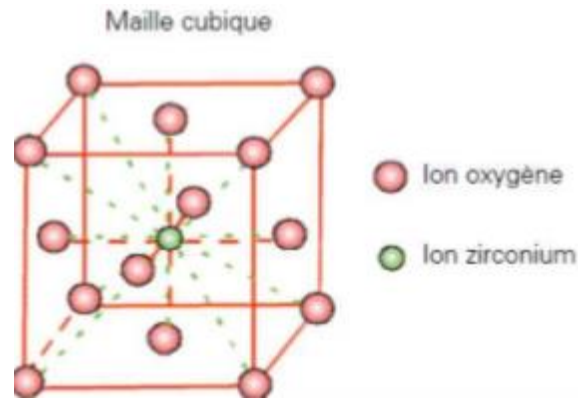


Figure 10 Maille cubique

Les oxydes MgO, CaO, Y₂O₃ sont utilisés, on parle alors de zircone partiellement stabilisée. Cette dernière possède une propriété intéressante appelée « renforcement par microfissuration », liée à la différence de volume entre la phase monoclinique plus volumineuse de 3 à 5 % que la phase quadratique, et cette dernière. Le phénomène de renforcement par la transformation de phase a été découvert par le spécialiste anglais en thermodynamique R.C. Garvie. Ses travaux ont fourni la percée permettant d'obtenir du dioxyde de zirconium aux excellentes propriétés mécaniques.

Lors d'un apport d'énergie, à la pointe d'une fissuration par exemple, la phase quadratique se transforme instantanément en phase monoclinique stable et plus volumineuse. Ainsi l'énergie de propagation de la fissure est convertie et absorbée, arrêtant la progression de la fissuration. À mesure que le matériau prend du volume, la tension interne due à la compression se surimpose au point crucial de la fracture, ajoutant de la résistance et préservant finalement l'intégrité du matériau. Seul le dioxyde de zirconium partiellement stabilisé à l'oxyde d'yttrium en phase tétragonale (Y-TZP (ZrO₂/Y₂O₃ 3 mol %)) montre cette propriété physique exceptionnelle appelée « résistance par transformation »(8).

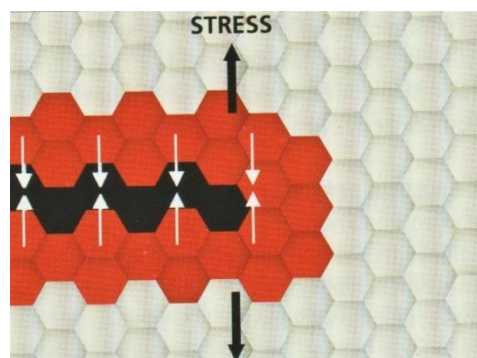


Figure 11 Blocage de la propagation d'une fissure par la transformation des cristaux tétragonaux en cristaux monocliniques sous l'effet de la contrainte appliquée par la fissure en progression

Ce procédé alloue à la zircone partiellement stabilisée un facteur d'intensité de contraintes critiques K_{Ic} de 15 MPa.m^{1/2} contre environ 1 MPa.m^{1/2} pour une vitrocéramique. Cette particularité physique des zircons partiellement stabilisés par renforcement à l'oxyde d'yttrium permet d'obtenir des matériaux dont la résistance en flexion dépasse couramment les 1000 MPa.

Classification de la zircone selon Lebras :

- La zircone comme additif :

Elle est employée pour renforcer l'alumine, la zircone améliore la ténacité mais peut contribuer à une chute de résistance mécanique. Si actuellement la zircone comme additif bénéficie du plus grand recul clinique en bouche (18 ans), elle n'est plus la technique la plus employée.

- La zircone « pure » :

La poudre de zircone est purifiée par des opérations de dissolutions / précipitations.

La zircone a une résistance maximale lorsque l'on atteint sa densité maximale théorique de 6,1 qui correspond à un état sans porosité.

On l'obtient en broyant la zircone en une poudre de granulométrie inférieure au micron, puis en compactant à chaud cette poudre dans des moules soumis à une pression isostatique de 1000 bars transmise par un fluide, c'est la zircone HIP : Hot Isostatic Pressing.

La très grande dureté de la zircone HIP ainsi obtenue exige un usinage par des machines-outils puissantes diamantées, et un temps de travail accru, (Ex : DC-Zirkon®, zircone totalement frittée, stabilisée à l'oxyde d'yttrium et pressée thermostatiquement, KaVo Everest® « BIO ZH-Blank »)

- La zircone pré-frittée :

Pour pallier cet inconvénient d'usinage des zircons HIP, des zircons pré-frittés plus tendres ont été mis au point. Le procédé est similaire à la zircone HIP, avec une température de chauffe moindre, afin d'éviter une densification totale. On parle alors de zircone pré-frittée, microporeuse, ou encore « crue ». C'est en fait une zircone sous forme polycristalline tétragonale (TZP) partiellement stabilisée à l'oxyde d'yttrium autrement nommée Y-TZP.

Propriétés physiques de la zircone :

Elles englobent à la fois les propriétés mécaniques et optiques. La zircone HIP est remarquable sur ces deux points. Avec la résistance mécanique la plus élevée de tous les matériaux dentaires non métalliques, et une fiabilité la rendant quasiment sans défaut de par sa fabrication industrielle, elle est un matériau d'avenir.

Les propriétés mécaniques sont évaluées par (9) :

- La résistance initiale :

Il existe des micro-défauts de structure de 1 à 10 μm dans la céramique infiltrée ou même dans les céramiques TZP, ce qui modifie leurs propriétés. Il convient cependant d'évoquer la résistance globale du matériau. Pour l'In-Ceram® Zirconia elle est de 700 MPa, et supérieure à 1000 MPa pour les zircons TZP.

- La résistance à la propagation des fissures (K_{Ic}) :

Pour Takagi et coll., la zircone TZP renforcée par 3,5 % d'oxyde d'yttrium, et à grains moyens de 0,8 μm , a un K_{Ic} de 8,4 $\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$, un module d'élasticité de 200 GPa et une résistance en flexion de plus de 1000 MPa (qui diminue si l'on augmente la proportion d' Y_2O_3 jusqu'à 5 %). Avec une zircone HIP, les valeurs sont supérieures : $K_{Ic} = 9\text{-}10 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$, et la résistance à la flexion est de 1200 MPa.

Il faut remarquer également que toutes les retouches au laboratoire ou au fauteuil induisent la formation de rayures, amorces potentielles de fissures. À plus forte raison s'il s'agit de la partie inférieure d'une connexion de bridge, zone soumise à des tensions très fortes.

- La stabilité et la résistance à long terme :

D'après une étude de Sorensen et coll., des échantillons de céramiques stockés durant une semaine dans l'eau, ont une solidité diminuée lors de la propagation des fissures. On définit cela par le terme de fissuration par contraintes de corrosion, engendrant la décomposition de la phase vitreuse. Ainsi lors des tests, toutes les céramiques, excepté la zircone TZP (la HIP n'ayant pas été testée) ont présenté une diminution de 20 à 30 % de leur résistance(10).

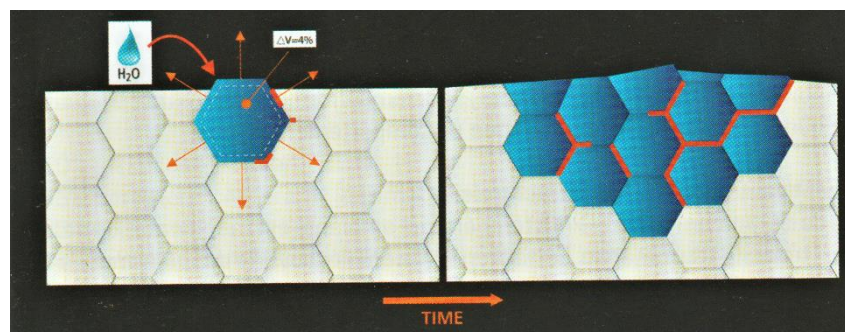


Figure 12 Dégradation à basse température en présence d'eau

Jung et coll., ont évalué la diminution de résistance mécanique d'une vitrocéramique, d'une céramique feldspathique, d'une alumine et d'une zircone Y-TZP à 3 % d'oxyde d'yttrium à l'aide de tests de charge multi cyclique. La longévité des matériaux fut évaluée par un test en tension de moins de 40 ms, jusqu'à la fracture, et par un test en flexion 4 points. Là encore, la zircone TZP montra les meilleures aptitudes. Il n'y eut pas de perte de résistance sous 1300 MPa pour un contact en charge de 500 N et 106 cycles(7).

Rosentritt et coll., lors d'une recherche sur des bridges en céramique de 3 éléments à un intermédiaire de 10 mm, soumis à 6000 thermo-cycles et en charge de 50 N, ont obtenu une résistance en flexion de 992 N pour la zircone TZP, 387 N pour l'Empress 2®, et 334 N pour l'In-Ceram®(11).

En conclusion, les zircons TZP présentent des caractéristiques plus proches des zircons HIP, que des aluminés renforcés à la zircone. Les propriétés mécaniques démontrées par les zircons TZP et HIP, permettent d'envisager des préparations moins mutilantes (similaires aux restaurations céramo-métalliques), et des connexions relativement esthétiques.

3-2-2- La classification selon la méthode de mise en forme :

3-2-2-1- Cuisson sous revêtement :

Les céramiques appartenant à cette catégorie doivent être frittées sur un revêtement spécifique. Après avoir réalisé un duplicata du modèle positif unitaire en revêtement, celui-ci subit un traitement thermique. L'armature ou la totalité de la couronne est montée directement sur le duplicata puis traitée thermiquement. Après refroidissement, la pièce prothétique est débarrassée du revêtement par sablage à l'aide de billes de verre ou de plastique.

Ce procédé peut être utilisé pour la réalisation de couronnes unitaires antérieures ; on utilise alors les céramiques feldspathiques à haute teneur en leucite. Ce qui est le cas pour le procédé Optec HSP®(12). En effet, ce sont des cristaux de leucite qui sont utilisés pour renforcer la matrice vitreuse. Ces cristaux sont formés par auto-nucléation pendant la fabrication du produit de base. Le procédé de fabrication se déroule comme suit :

- Maître modèle classique avec dies ou modèle positif unitaire ;
- Duplicata, réalisation du modèle réfractaire.

Un surmoulage du maître modèle est réalisé en polyvinylsiloxane ; puis le maître modèle est délicatement retiré. Deux lamelles sont positionnées pour isoler, au niveau du surmoulage,

l'emplacement du modèle positif unitaire qui est coulé en revêtement réfractaire et le reste en plâtre blanc. Il est obtenu ainsi un modèle hybride. Les matériaux à empreinte trop durs ou hydrophiles engendrent des déformations et perturbent la prise du revêtement.

Le die réfractaire subit deux cuissons, une à 620°C pendant 20 minutes pour éliminer les gaz alcalins des réfractaires, puis un deuxième frittage à 1000°C sous vide.

La technique de modelage de la céramique reprend les mêmes principes que celle des masses céramo-métalliques, à savoir, la stratification de la céramique directement sur le modèle positif unitaire puis cuisson. Les différences résident dans le fait que l'on applique la première couche de céramique sur un support absorbant et qu'il n'est pas nécessaire de mettre une couche d'opaque mais plutôt une poudre incolore, afin de laisser transparaître, au niveau des limites, la couleur naturelle de la dent support.

3-2-2-2- Céramiques injectées dans un moule :

Selon la température d'injection on distingue deux catégories :

3-2-2-2-1- Injection à basse température :

On retrouve ce procédé dans le système Cerestore®. Les éléments à réaliser sont modelés en cire et investis dans le plâtre qui, après prise et ébouillantage, constituera le moule d'injection. Les pastilles sont plastifiées à 180°C puis injectées sous pression dans le moule.

A cette température la résine silicone thermopolymérise et confère à la chape crue une consistance crayeuse permettant des retouches par meulage. Un frittage secondaire à 1315°C des particules d'alumine confère au produit ses propriétés mécaniques. La céramique d'infrastructure est opaque et son coefficient de dilatation thermique est accordé à celui des céramiques feldspathiques.

Ce procédé mis au point en 1983 par la société Coors n'est plus utilisé actuellement(13).

3-2-2-2-2- Injection à haute température :

La céramique IPS Empress® improprement qualifiée de pressée est en réalité injectée, à 1170°C. Pour la caractérisation, on utilise, soit un maquillage de surface où la totalité de la couronne est réalisée en Empress® puis maquillée en surface ; soit un montage par stratification où une armature est recouverte par une céramique feldspathique spéciale. Ce système a vu le jour au début des années 90 et est réservé aux restaurations unitaires.

Depuis 1998, le système IPS Empress 2® a été mis au point par la firme Ivoclar. C'est un nouveau système en vitrocéramique composé d'une infrastructure à base de cristaux de disilicate de lithium, qui constitue l'armature (noyau) en céramique pressée, et d'une céramique de stratification (cosmétique) à base de cristaux de fluoroapatite (IPS Eris®)(14).

3-2-2-3- Céramiques coulées par la procédure de la cire perdue et vitrocéramisation :

Les indications principales sont les couronnes unitaires et les facettes.

Les deux principales expressions connues sont :

- Dicor® (Adair et Grosman 1977) le matériau présenté sous forme de petits lingots est fondu dans un creuset chauffé à 1370°C puis coulé par centrifugation dans un cylindre par la technique de la cire perdue. La couronne, de structure amorphe, va ensuite subir un traitement thermique, dans un four programmé pendant six heures avec une température finale de 1075°C, amenant une cristallisation partielle du verre. Ce traitement conduit à la formation de type mica, constituée de feuillets hexagonaux superposés qui ont tendance à se cliver au contact d'un front de fissure, ce qui permet de limiter la propagation de la fracture en induisant une perte de matière localisée. L'harmonisation de la couronne à la teinte des dents voisines est ensuite réalisée par application en surface de minces couches successives de céramique, de teinte dentine ou émail ;
- Cerapearl® (Hobo et Iwata 1985) : le mode de mise en œuvre est presque identique à celui de la vitrocéramique Dicor® ; le traitement thermique qui conduit à la formation d'une structure semi-cristalline est plus court(15).

3-2-2-4- Barbotine, frittage à 1120°C et infiltration de verre perdu :

Mis au point par Michaël Sadoun en 1985, le procédé In-Ceram a été commercialisé en 1989 par la société Vita sous le nom de In-Ceram®Alumina(16). Dans ce système, la phase vitreuse est secondairement infiltrée dans la matrice cristalline préalablement frittée. Afin de répondre aux situations cliniques particulières, la gamme des matériaux du procédé s'est étendue avec la création de l'In-Ceram®Spinell, plus translucide, et de l'In-Ceram®Zirconia, aux propriétés mécaniques augmentées.

3-2-2-5- Elaboration par usinage :

Depuis les années 90, la CFAO ou CAD/CAM dentaire (Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur) ne cesse de se développer et de plus en plus de systèmes apparaissent sur le marché. Ils permettent un mode d'analyse, de conception et de production qui supprime les tâches de coulée ou de préparation de la barbotine qui demandent beaucoup de rigueur.

La plupart de ces systèmes sont équipés d'un scanner qui permet d'enregistrer les limites et la forme de la préparation ; la conception de la chape est ensuite réalisée par informatique et les données sont transférées à une unité de fraisage qui va usiner un bloc de céramique, frittée ou non. Les chapes de couronnes unitaires ou les armatures de bridges seront alors prêtes à être recouvertes de céramique cosmétique.

Tableau 3 Récapitulation de la classification des céramiques dentaires selon la méthode de mise en forme

Procédé de mise en forme	Céramique utilisée	Nom commercial
Cuisson sur revêtement	<ul style="list-style-type: none"> - Feldspathique classique ; - Feldspathique à haute teneur en leucite ; - Vitrocéramique avec l'hydroxyapatite, de la zirconie et des fibres céramiques réfractaires. 	<ul style="list-style-type: none"> - Optec HSP® - Biofibral - Concept®
Injectée : <ul style="list-style-type: none"> - Basse température - Haute température 	<ul style="list-style-type: none"> - Alumineuse ; - Vitrocéramique renforcée à la leucite ; - Vitrocéramique avec infrastructure à base de cristaux de disilicate de lithium. 	<ul style="list-style-type: none"> - Cerestore® - IPS Empress® ; - Cerpress® ; - Finess® - IPS Empress 2 ® - Carrara Press® - Cergo Gold®
Coulée à la cire perdue et vitrocéramisation	<ul style="list-style-type: none"> - Vitrocéramique 	<ul style="list-style-type: none"> - Dicor® - Cerapearl®
Barbotine + frittage + infiltration de verre fondu	<ul style="list-style-type: none"> - Alumineuse - A l'alumine renforcée au spinelle ; - A l'alumine renforcée à la zirconie. 	<ul style="list-style-type: none"> - In-Ceram® - Alumina - In-Ceram® - Spinell - In-Ceram® - Zirconia
Usinage : CFAO ou CAD/CAM	<ul style="list-style-type: none"> - Céramiques feldspathiques enrichies en alumine, en spinelle ou en zirconie, ou céramique renforcée à la leucite ; - Alumine densifiée par frittage ; 	<ul style="list-style-type: none"> - Cerec 3® - Procera® - AllCeram - Everest®, - Precident®, - Digident®, Pro 50 TM®, Lava®

	<ul style="list-style-type: none"> - Zircon HIP ; - Zircon TZP ; - Alumina® ou Zirconia® 	<ul style="list-style-type: none"> - Cercon®, Precident®, Everest, Lava® - Pro 50 TM®, Wolceram®, Digident®, Precident®
--	---	---

3-2-3- La classification selon la microstructure :

Il existe trois types de céramiques :

- Céramique avec une matrice vitreuse et des charges cristallines dispersées (IPS Empress2®) ;
- Céramique avec une matrice cristalline et une phase vitreuse infiltrée (In-Ceram®) ;
- Céramique ne comportant qu'une phase cristalline sans verre d'infiltration (Procera®).

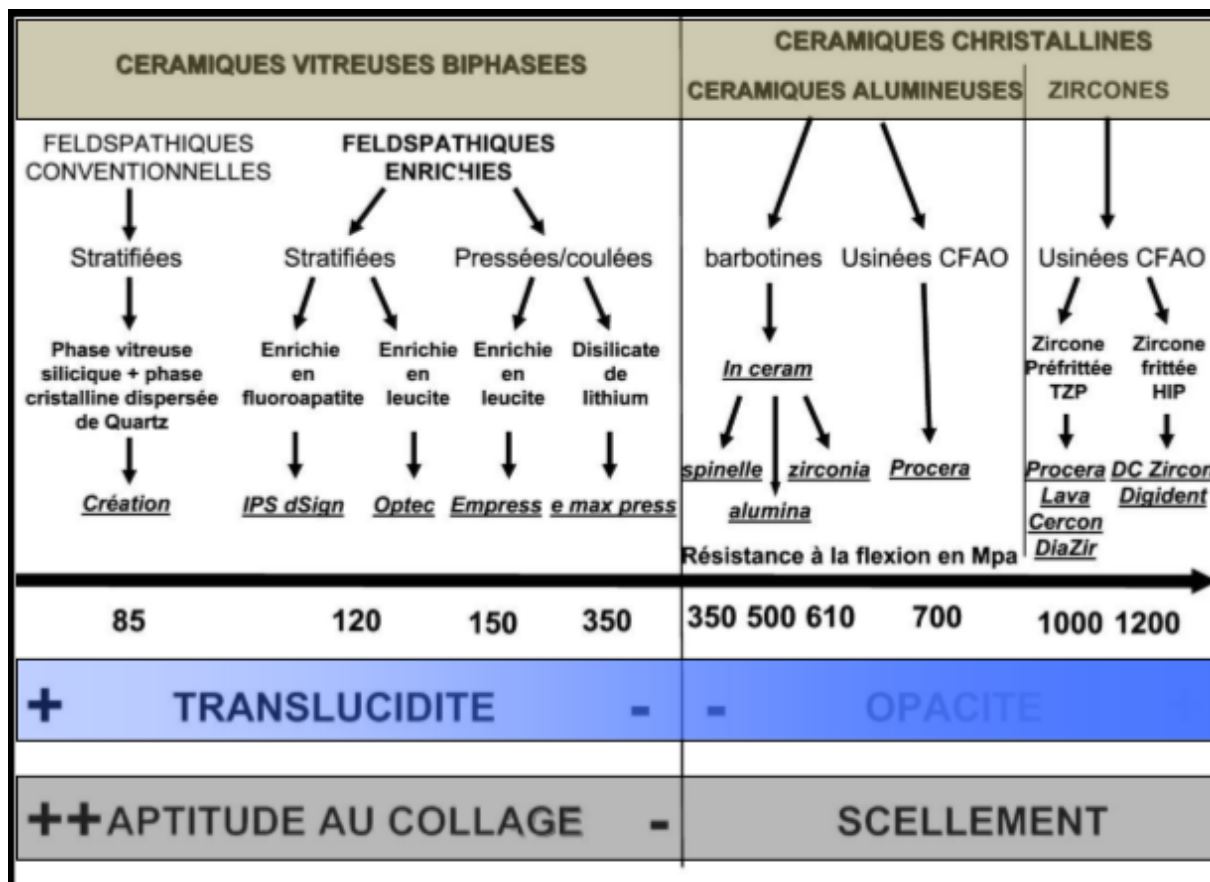


Figure 13 Schéma récapitulatif de la classification des céramiques dentaires

4- Les matériaux hybrides :

Pour contrer les inconvénients de la céramique tout en préservant ses caractéristiques esthétiques, un nouveau type de céramiques a vu le jour récemment.

Les céramiques hybrides se composent de deux réseaux enchevêtrés l'un dans l'autre, l'un composé de céramique et l'autre de polymères.

- **Les céramiques hybrides :** constituées d'un réseau de céramique feldspathique de granulométries différentes, compressé pour créer des microfissures, et qui sera ensuite infiltré par la matrice de polymère. Ces céramiques sont surtout utilisées en restaurations partielles, inlays/onlays et viennent compléter les indications des autres céramiques. En effet, elles peuvent être utilisées dans le cas de bruxomanie du fait de leurs propriétés mécaniques et de leur composition. Cependant, ces céramiques ne semblent pas être aussi esthétiques que les céramiques conventionnelles pour être utilisées dans le secteur antérieur et retiennent plus de plaque dentaire que les céramiques conventionnelles.
- **Les résines nano-céramiques :** apparentées à un composite classique avec une matrice résineuse et des charges minérales auxquelles sont associées des charges céramiques. Ces charges céramiques sont noyées dans une matrice polymère composée de Bis-GMA, UDMA, TEGDMA. C'est le cas par exemple du LAVA Ultimate qui possède une matrice de résine polymère infiltrée par 80% en poids de particules de zircone et de silice. Les utilisations cliniques de ces céramiques sont identiques à celles des céramiques hybrides.

5- Propriétés et intérêts des procédés céramo-céramiques :

5-1- Propriétés :

5-1-1- Propriétés biologiques :

La biocompatibilité :

La céramique est biologiquement acceptée par le corps humain en raison de sa stabilité chimique, une faible toxicité et peu de risque de provoquer des irritations ou une sensibilité. Il n'existe pas de phénomènes de corrosion et ses conséquences (tatouages gingivaux, sensation de brûlure, ...)

Des études ont prouvé bien d'autres avantages comme le faible dépôt de plaque (dû à la surface glacée et lisse des céramiques qui ne favorise pas l'adhérence) et l'élimination facile de la minime quantité retenue, même la vitalité des bactéries de la plaque semble être réduite.

La réponse tissulaire semble être optimale et supérieure à celle de toute autre reconstitution prothétique classique dans les mêmes conditions d'hygiène et de maintenance.

Les céramiques sont donc des matériaux bioinertes : parfaite tolérance biologique, pulpaire et parodontale. Cependant, les problèmes de biocompatibilité peuvent ne pas être liés directement au matériau, mais à son état de surface. En effet, les défauts de surface, liés à un déficit de polissage après retouches, ou à un défaut de réalisation de l'étape de glazure (glasure), représentent des zones de rétention et de propagation de la plaque dentaire et peuvent générer des problèmes parodontaux.

5-1-2- Propriétés mécaniques :

Afin de comprendre les propriétés mécaniques des céramiques, il faut d'abord connaître leurs comportements mécaniques :

- **Le comportement mécanique des céramiques :**

Les céramiques présentent toutes un comportement mécanique dit « fragile ». Pourtant, certaines d'entre elles présentent des performances mécaniques élevées. La confusion provient d'une différence de signification dans le langage courant et dans le langage scientifique.

Alors qu'en langue française, le mot « fragile » fait appel à un objet faiblement résistant mécaniquement ; en science des matériaux, il caractérise un corps qui ne possède aucune capacité de déformation plastique avant fracture. Ainsi, certaines céramiques peuvent supporter une contrainte très importante, mais au-delà de leur limite, elles vont se fracturer sans se déformer. Au contraire, les métaux sont dits « ductiles ». C'est-à-dire qu'ils possèdent la capacité de déformation avant la rupture.

Les céramiques sont donc particulièrement soumises à des phénomènes de fatigue : une charge répétée, mais d'intensité très inférieure à la charge de rupture du matériau, va créer de multiples microfissures. Le développement de ces fissures puis leur propagation se traduisent à long terme par une fracture du matériau, appelée « rupture par fatigue ».

5-1-2-1- Résistance à la rupture et module de rupture en flexion :

Les matériaux céramiques ont une rupture de type « fragile » c'est-à-dire qu'il n'y pas de déformation plastique lors des tractions. Le mode de fracture se fait à partir d'un défaut de céramique qui entraîne une fissure, qui en se propageant donne lieu à une rupture.

Par conséquent, la résistance à la rupture va dépendre du taux de défauts présents au niveau du matériau, en particulier à sa surface.

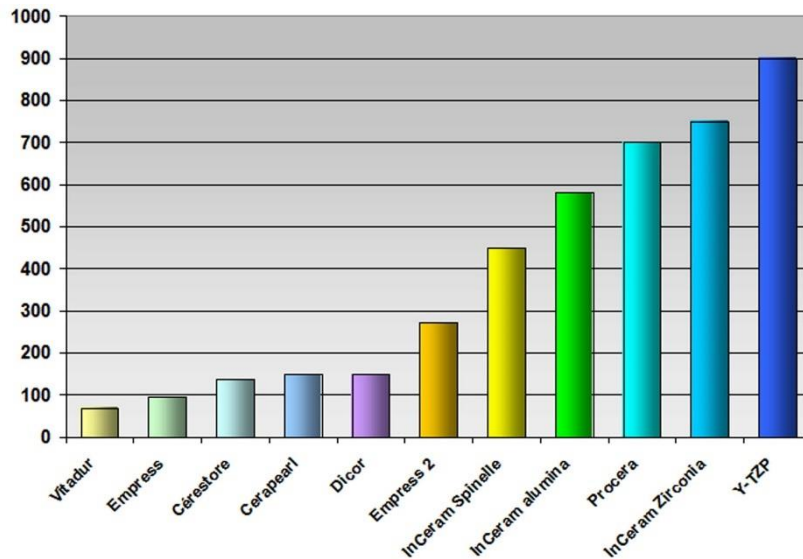


Figure 14 Exemple de quelques céramiques dentaires commercialisées et leur résistance à la flexion

5-1-2-2- Ténacité :

On complète le module de rupture en flexion de la céramique par la mesure de la ténacité, qui caractérise sa capacité de résistance à l'amorçage et à la propagation brutale d'une fissure.

Caractéristique intrinsèque du matériau.

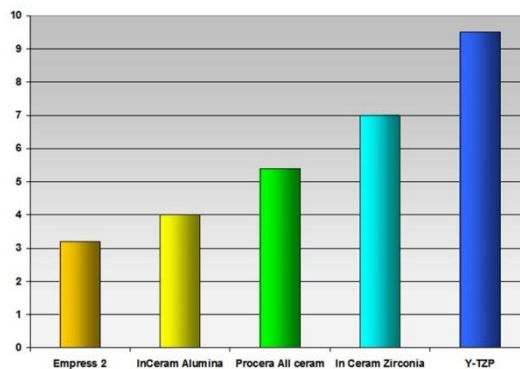


Figure 15 Mesure de la ténacité de quelques céramiques dentaires commercialisées

5-1-2-3- Résistance à la traction :

Particulièrement faible ; de l'ordre de 25Mpa pour les céramiques feldspathiques, alors que pour la dentine elle est de 105Mpa.

Ce sont les forces de liaisons intermoléculaires qui confèrent au matériau sa résistance et sa stabilité chimique, ainsi la céramique casse sous l'effet des contraintes externes, conséquence de la propagation des fissures.

5-1-2-4- Résistance à la compression :

Relativement importante de 300 à 500Mpa(6). La compression permet de « fermer » les fissures initiales dans la structure interne de la céramique, empêchant ainsi une fracture future.

La résistance à la compression est étroitement liée à la forme de la restauration, par exemple dans le cas de surplombs proximaux importants, une partie de la structure sera soumise à une flexion si elle n'a pas d'appui dentaire, on peut avoir une fracture liée aux forces de tractions excessives.

5-1-2-5- Le module d'élasticité :

Pour les premières céramiques il est de 60 à 70Gpa, ce qui est bien inférieur à celui de l'émail qui est de l'ordre de 70 à 90Gpa(1). Toutefois, l'évolution des céramiques a permis de pallier à ce problème. En effet, les nouvelles céramiques présentent des modules d'élasticité de plus en plus élevés.

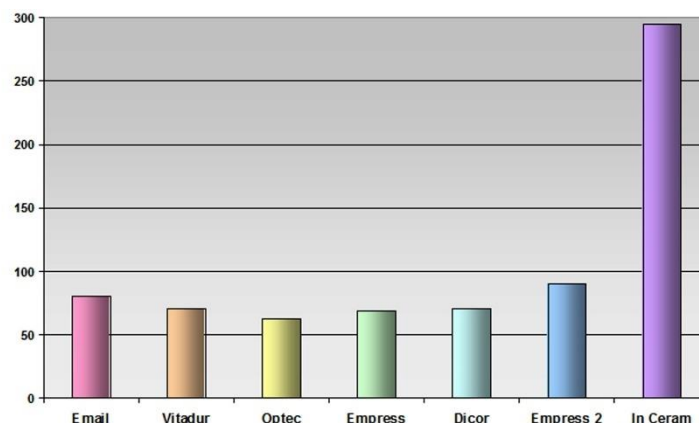


Figure 16 Module d'élasticité de certaines céramiques dentaires commercialisées comparé à l'émail dentaire

5-1-2-6- Le coefficient d'abrasion et de dureté :

La dureté des céramiques peut atteindre 460KHN, qui est plus importante que celle de l'émail.

Toute surface insuffisamment polie ou glacée augmentera le potentiel d'abrasion sur la structure dentaire antagoniste ; c'est pour cela que le praticien lors de la restauration doit tout mettre en œuvre pour obtenir des surfaces non iatrogènes lors de l'équilibration occlusale.

N.B : plus la céramique est poreuse, plus le coefficient d'abrasion est important. C'est pour cela qu'il est recommandé d'utiliser des kits de polissage après meulage en bouche afin de conserver les qualités mécaniques de la céramique en limitant les défauts de surface mais aussi ne pas nuire aux dents antagonistes naturelles.

5-1-2-7- Facteurs influençant la résistance mécanique :

La résistance mécanique est dépendante du nombre et de la taille des défauts issus de la mise en œuvre, du montage, de la poudre de céramique, de la cuisson et du glaçage(4).

Elle est donc influencée par :

- Le taux de porosité :

Les porosités affectent la résistance mécanique ainsi que la translucidité de la céramique. Le taux de porosité dépend de la distribution granulométrique et du mode de mise en forme de la pâte crue « compactage ». Le compactage par vibration permet d'augmenter de 40% la résistance mécanique par rapport à une céramique non compactée. La cuisson sous vide permet de faire passer la porosité de 4% à 0,1%.

- Température et cycle de cuisson :

L'élévation de la température et de la durée de cuisson augmente la résistance, cependant, au-delà d'un certain seuil ou de la multiplication des cuissons, il résulte une diminution de ces caractéristiques, ce qui est probablement dû à une dissolution dans le verre des phases cristallines dispersées.

- Contraintes internes :

Elles résultent d'un différentiel de coefficient de dilatation thermique entre les différentes phases du matériau ou entre le matériau et le support (céramique ou métallique d'infrastructure).

- Microstructure :

La résistance augmente avec la proportion de phase cristalline et avec la quantité d'interfaces verre-cristal et donc avec une moindre proportion de phase vitreuse.

- Etat de surface :

Les défauts de surface lorsqu'ils sont soumis à des contraintes mécaniques, donnent lieu à des microfissures qui vont par la suite former des fissures. C'est pour ça qu'un bon état de surface des céramiques est capital.

5-1-2-8- Le renforcement de la céramique :

En 1965, Mac Lean et Hugues furent les premiers à utiliser une céramique à base d'alumine dont l'armature contenait 40 à 50 % en poids d'alumine liée dans une matrice vitreuse ; ce qui conférait à la céramique une résistance plus importante.

La granulométrie est importante, la résistance maximale est obtenue lorsque l'alumine est constituée de 75 % de grains inférieurs à 5 μm .

L'emploi de dioxyde de zirconium ou zircon en association avec l'alumine, ou utilisée seule, produit des matériaux possédant des propriétés mécaniques supérieures et ainsi, la réalisation de restaurations plurales postérieures tout céramique devient possible.

La mise en compression de la surface externe permet également de renforcer la céramique en inhibant l'ouverture des fissures superficielles. Pour cela, plusieurs possibilités existent, comme la trempe thermique et l'échange ionique(4).

5-1-3- Propriétés physiques :**5-1-3-1- Propriétés thermiques :**

La conductivité thermique est faible : 0,01 J/s/cm (contrairement à l'or qui est de 2,97 et l'amalgame qui est de 0,023).

Le coefficient de dilatation thermique des céramiques est malléable en fonction de leur utilisation en modifiant la teneur du K₂O du verre.

- **Température de transition :**

La température de transition vitreuse (T_g) d'une porcelaine dentaire, est un facteur qui détermine l'ampleur des contraintes résiduelles introduites dans une porcelaine dentaire pendant le refroidissement d'une prothèse en porcelaine fusionnée au métal. La T_g est connue pour varier avec les changements de vitesse de chauffage ou de refroidissement. Cependant, l'instrumentation commerciale disponible ne permet pas d'obtenir de la T_g à des taux de refroidissement très élevés proportionnels à la pratique réelle du laboratoire dentaire(17).

- **Température de frittage :**

C'est la température à laquelle un système de particules individuelles ou un corps poreux modifie certaines de ses propriétés dans le sens d'une évolution vers un état de compacité maximale(17).

5-1-3-2- Propriétés électriques :

Etant donné que le déplacement des charges électriques se fait par diffusion ionique, les céramiques sont donc des isolants électriques.

5-1-3-3- Propriétés optiques :

- **La couleur :**

Les trois composantes de la couleur sont par ordre décroissant d'influence : la luminosité, la saturation et la teinte.

- **Opacité :**

Le terme d'opacité est un moyen pour décrire la transparence ou la translucidité d'un objet.

Elle ne peut se définir que par rapport à l'épaisseur de couche ou de hauteur définie. Ceci signifie qu'avec une opacité fixe d'un matériau, on peut obtenir des opacités variables en jouant sur l'épaisseur.

L'opacité dans le domaine dentaire a une valeur très importante car les matériaux utilisés sont plus au moins translucides. C'est la raison pour laquelle, dans la technique dentaire moderne, on travaille souvent selon la technique de stratification de couches de matériaux à opacité différente (concentration en opacifiants).

Le choix de la teinte et de la translucidité se fera en fonction de : la coloration du moignon, ou de la reconstitution coron radiculaire utilisée, des dents adjacentes, et du matériau d'assemblage choisi. C'est « l'équation chromatique ».

5-1-4- La triple inertie des matériaux céramiques :**- Inertie électrique :**

Comme cité précédemment, la faible conductivité thermique des céramiques en fait d'elles de bons isolants électriques.

- Inertie thermique :

Les boucliers thermiques des navettes spatiales sont réalisés en matériaux céramiques, qui font office de « barrière thermique » compte tenu du coefficient de dilatation thermique élevé et de la basse conductivité thermique à haute température.

- Inertie chimique :

La stabilité chimique des céramiques est à la base de leur biocompatibilité.

5-1-5- L'aptitude des céramiques dentaires au collage :

L'aptitude au collage d'une céramique est en corrélation avec sa composition. En effet, une matrice vitreuse et une conformation particulière des grains sont nécessaires pour créer un état de surface rugueux, compatible avec de bonnes valeurs d'adhérence.

Cette aptitude au collage diminue donc au fur et à mesure que la phase vitreuse diminue, voire disparaît. Cela explique pourquoi les céramiques feldspathiques et les vitrocéramiques présentent de bonnes valeurs d'adhérence, tandis que l'on rencontre des difficultés pendant le collage d'une céramique dite cristalline : les céramiques infiltrées et les polycristallines qui n'ont peu ou pas de phase vitreuse(16).

Les principaux procédés mécaniques entraînant une amélioration du collage sont : le sablage et le mordantage, pour ce qui est de l'adhésion chimique, un promoteur d'adhésion doit être utilisé comme « le silane ».

5-2- Intérêts :

5-2-1- Esthétiques :

5-2-1-1- La triade de Preston :

5-2-1-1-1- Les formes et leurs rapports avec le sexe, l'âge et la personnalité:

- **La forme :**

En restauration prothétique, une forme mal reproduite, aussi impeccable soit sa teinte, reste non satisfaisante, d'où l'intérêt de reproduire une forme qui se rapproche le plus possible de la dent naturelle(4).

- **Le facteur sexe :**

Un sourire féminin est considéré comme étant délicat, il doit présenter des dents à l'alignement arrondi. Un sourire masculin, quant à lui transcrit des caractères plus durs et rigoureux, les dents sont carrées, les embrasures sont plus fermées, et les angles vifs.

- **Le facteur âge :**

Chez un patient jeune on retrouve des mamelons au bord incisale et les pointes canines sont plus prononcées, avec l'âge ces caractères s'usent.

- **Le facteur personnalité :**

Selon la personnalité du patient on peut opter pour une douceur ou au contraire une agressivité du sourire.

Pour amener de la douceur à un sourire on choisit :

- Des positions légèrement lingualées ;
- Des incisives centrales peu dominantes et légèrement lingualées, un subtil chevauchement au niveau des latérales ;
- La pointe canine se situe sur le même plan ou légèrement plus lingualée que le collet.

Dans le cas où on veut amener de la dureté à un sourire on opte pour :

- Des formes plus agressives ;
- Des irrégularités de surface et de position ;
- Les incisives centrales seront positionnées en avant des latérales ;
- La pointe canine sera vestibulée.

5-2-1-1-2- La texture :

La texture est la forme superficielle des dents, qui implique de minimes variations responsables de la réflexion de la lumière.

Une surface lisse réfléchit la lumière et donne donc un effet de « miroir », c'est la réflexion spéculaire. Une surface granulée par contre absorbe une partie du faisceau lumineux et donne l'effet d'un « halo », c'est la réflexion diffuse.

Le glaçage des céramiques ainsi que le polissage nous donnent un effet miroir.

Deux composantes déterminent l'état de surface vestibulaire des dents :

- La composante horizontale est le résultat direct des lignes de croissance qui laissent à la surface de l'émail de fines rayures horizontales : les périkématies ;
- La composante verticale est définie par la segmentation de la dent en lobes distincts.

En termes de restaurations dentaires de manière générale, la reproduction de ses détails nécessite une certaine chronologie ; les caractéristiques verticales seront réalisées en premier lieu, ensuite vient à la fin de la finition la reproduction des lignes de croissance horizontales.

A noter que des composants horizontaux marqués feront apparaître la dent plus large ou plus courte, alors que les composants verticaux à leurs tours feront apparaître la dent plus longue ou plus étroite.

5-2-1-1-3- La teinte :

La teinte est la propriété par laquelle nous distinguons une famille de couleur.

Les trois composantes de la couleur sont par ordre décroissant d'influence : la luminosité, la saturation et la teinte(15).

- Les trois dimensions classiques de la couleur :

- La luminosité : correspond à la quantité de la lumière réfléchi par un objet ; si la quantité de lumière transmise décroît l'objet paraît plus sombre, et inversement. (Un objet noir absorbe totalement la lumière et a une luminosité nulle, un objet blanc réfléchit totalement la lumière et a une luminosité maximale).
- La saturation : correspond à la quantité de pigments contenus dans une couleur, à partir d'une couleur donnée on peut obtenir différentes nuances par addition de blanc. La saturation de la dent est due à la dentine, qui dépend de la translucidité mais aussi de l'épaisseur de l'émail.

- La teinte proprement dite : dépendante de la longueur d'onde et de la lumière réfléchiée par un objet. En dentisterie on la situe dans le jaune et le jaune orangé, essentiellement déterminée par la dentine, qui conditionne la couleur de base de la dent.
- **Les dimensions propres à la dent :**
- La translucidité : est la propriété qu'a un corps de laisser passer la lumière sans permettre la distinction précise du contour des objets perçus. L'épaisseur et la luminosité de l'émail sont à l'origine des variations de translucidité.

N.B : La translucidité augmente avec le vieillissement de la dent ; une dent jeune a un émail très lumineux et peu translucide, une dent âgée a un émail dit « vitreux » laissant apparaître la dentine sous-jacente ce qui fait que la dent apparaît plus « jaune ».

- La fluorescence : est la propriété qu'a la dentine de transformer la lumière reçue en radiations visibles de plus grandes longueurs d'ondes, c'est-à-dire du blanc intense vers le bleu léger sous l'influence d'une lumière ultra violette.
La dentine apparaît trois fois plus fluorescente que l'émail ce qui engendre une luminescence interne.
- L'opalescence : à l'inverse, cette propriété de l'émail entraîne une exaltation de la réflexion des ondes courtes de lumière visible de sa surface, produisant un reflet caractéristique gris bleu, notamment dans la partie incisale de la dent.

Enfin, la teinte est trop souvent considérée comme l'élément primordial de la réussite d'une restauration, alors qu'une petite erreur de teinte peut passer inaperçue, surtout si la forme est bien respectée.

5-2-2- Biocompatibilité :

Pour la biocompatibilité voir : 5-1-1- Propriétés biologiques.

5-2-3- Précision d'adaptation :

MAC LEAN et VON FRAUNHOFER (1972) dans leur étude portant sur 1000 restaurations sur une période de 5ans ont démontré qu'un hiatus marginal de 120 microns était cliniquement acceptable(18).

D'après plusieurs études in vitro, il semble que les valeurs des joints obtenus pour les systèmes Empress, In-Ceram® et Procera® soient inférieurs à 120 microns.

Toutefois, la qualité du joint semble plus dépendante de l'habileté du praticien et du céramiste que des propriétés propres du matériau.

5-2-4- Durabilité :

La longévité de ces restaurations reste encore à déterminer, il n'existe encore aucun résultat à long terme.

Jusqu'à-là, les premières observations ne démontrent aucune usure de la céramique, une coloration limitée et un résultat global satisfaisant au cours des premières années, de là on peut conclure que la longévité peut dépasser celles des autres restaurations.

L'union de l'émail mordancé et de la céramique, combinée au composite de collage avec un silane, permet au praticien de réaliser une reconstruction solide et durable.

5-2-5- Economie tissulaire :

Les facettes céramiques sont devenues une alternative aux couronnes en céramique et aux traditionnelles couronnes céramo-métalliques, permettant de redonner un nouveau sourire sans douleur et de façon moins mutilante(15).

5-2-6- Corrections fonctionnelles :

Les procédés céramiques seront également intéressants à exploiter pour palier à certains problèmes occlusaux, par exemple, rétablir un guidage correct des déplacements mandibulaires. Ceux-ci peuvent être utilisés comme traitement alternatif pour assurer une réduction à minima des tissus dentaires tout en assurant une adaptation parfaite.

On obtient donc un résultat esthétique et fonctionnel.

6- La survie clinique des couronnes céramo-céramiques :**6-1- Les vitrocéramiques renforcées :**

Le taux de survie des vitrocéramiques dépend de la dent concernée par la reconstitution. En effet, le taux de risque par an est estimé à 0,5% sur les incisives, 0,7% sur les prémolaires, 1,2% sur les canines et enfin 1,6% sur les molaires.

Cependant, de manière générale, le taux de survie à 5 ans des reconstitutions en vitrocéramique est d'environ 95%. Ce taux atteint seulement 84,4% lorsqu'on s'attache à l'étude des reconstitutions au niveau prémolo-molaire.

L'étude de Schulte de 2005 montre un taux de survie global à 9 ans d'inlays/onlays sur secteur prémolo-molaire estimé à 96,7%. Dans le cas de reconstitutions partielles, les taux de

survie ne varient pas significativement selon l'étendue de la reconstitution, le type de dent restaurée ou encore l'arcade considérée(5).

6-2- Les céramiques infiltrées :

D'après l'étude de Segal et coll., le taux de succès de ces céramiques à 6 ans s'élève à 98,9% en antérieur et 99,2% en postérieur ; soit un taux de succès global d'environ 99,1% si l'ensemble des principes de préparation dentaire, l'aménagement d'une épaisseur suffisante de matériau, l'assemblage et le schéma occlusal sont respectés.

L'étude de Rinke et coll., révèle un taux de survie global à 15 ans d'environ 80,5%. L'étude de Wassermann et coll., différencie In-Ceram® Alumina et In-Ceram® Spinell et obtient un taux de survie à 5 ans d'environ 92% pour In-Ceram® Alumina et 91,7% pour In-Ceram® Spinell.

6-3- Les céramiques polycristallines :

L'étude de Walter et coll., concernant les céramiques polycristallines à base d'alumine type Procera® AllCeram, rapporte un taux de survie à 6 ans s'élève à 96,7% en antérieur contre 91,3% en postérieur.

L'étude de Fradeani (2005) rapporte un taux de survie global à 5 ans pour des couronnes Procera® de 96,7% (100% au secteur antérieur et 95,15% pour le secteur postérieur)(5).

Concernant les céramiques polycristallines à base de zircone, peu d'études présentent des résultats sur les performances à long terme de ces céramiques. Cependant, il apparaît que la fracture survient généralement au niveau de la céramique cosmétique et non au niveau de la chape en zircone ; on parle de fracture cohésive.

6-4- Les céramiques hybrides :

Ces céramiques sont d'apparition récente sur le marché et ne sont commercialisées que depuis 8 ans environ (2012). Aussi, les études concernant le taux de survie in vivo à long terme doivent encore être menées(19).

7- La dégradation de la céramique :

La stabilité chimique des matériaux céramiques est bien connue, et les effets secondaires en rapport sont faibles. Cependant, les variations dans la composition et dans le processus de

mise en forme peuvent induire une réduction de la stabilité du matériau. Les conditions environnementales peuvent aussi influencer sur la corrosion des matériaux céramiques.

Il existe différentes méthodes pour tester la résistance chimique des matériaux céramiques. Les standards ISO et ADA utilisent une solution d'acide acétique à 4% pour accélérer la dégradation des céramiques. Le but de ces méthodes est de trouver la perte de poids des échantillons de céramique après l'exposition au milieu acide.

Selon Cheylan, le taux de dissolution d'une céramique feldspathique reste très faible : $0.57 \cdot 10^{-2}$ mg/cm²/jour après immersion dans un bain d'acide lactique à 4% et à 80°C pendant 7 jours, ce qui correspond aux conditions d'une immersion en salive artificielle pendant 22 ans à 22°C(20).

Les variations de pH, de la composition salivaire, l'usure et les charges mécaniques appliquées font de la cavité buccale un environnement versatile et agressif.

8- La liaison céramique cosmétique – céramique d'infrastructure :

La liaison entre la céramique d'infrastructure et la céramique cosmétique doit être suffisante afin d'éviter tout éclat ou fracture de la céramique cosmétique.

Plusieurs facteurs interviennent dans l'établissement de cette liaison :

- On observe une interaction d'ordre physico-chimique, déterminée par la nature des interactions à l'interface céramique d'infrastructure/céramique cosmétique et caractérisée d'une part par la mouillabilité de la céramique cosmétique, et d'autre part par la tension superficielle et l'état de surface de la céramique d'infrastructure.
- Puis, une interaction d'ordre chimique participe à la nature de la liaison entre la céramique cosmétique et la céramique d'infrastructure.
- Enfin, une interaction d'ordre mécanique est caractérisée par les rugosités présentes à la surface de la céramique d'infrastructure (favorisant l'ancrage du cosmétique) et par le coefficient de dilatation thermique de la céramique cosmétique. Ce dernier est inférieur à celui de l'infrastructure, permettant la mise en compression de la céramique d'infrastructure par la céramique cosmétique. La différence de contraction, légèrement supérieure pour la céramique cosmétique lors du refroidissement compense les contraintes de tension à la surface de l'infrastructure et s'oppose à la propagation des fissures.

Certaines méthodes de réalisation de la liaison céramo-céramique permettent d'améliorer les qualités de celle-ci(16) :

- Sélection d'un alliage de haut module d'élasticité, dont le solidus (température à laquelle la totalité de l'alliage est à l'état solide) est supérieur d'au moins 100°C à la température de frittage des premières couches de céramique opaques (=980°C).
- Création à la surface de l'infrastructure de rugosités par sablage.
- Application rigoureuse d'un protocole d'émaillage préconisé pour la céramique utilisée.

Dans le cas d'infrastructures contenant une matrice vitreuse (vitrocéramiques, céramiques infiltrées), la liaison chimique est due à la diffusion des verres entre la céramique d'infrastructure et la céramique cosmétique lors du frittage.

8-1- Le Chipping :

Actuellement, les études cliniques portant sur les restaurations en zircone sont peu nombreuses, et se focalisent globalement sur l'étude des bridges en zircone ; et comme toutes les autres restaurations tout céramiques, les principales causes d'échecs sont bien les fractures(1), qui, dans le cas des infrastructures en zircone, surviennent au niveau de la céramique cosmétique. Les céramiques polycristallines sont très résistantes mécaniquement mais les liaisons entre la chape polycristalline et la céramique cosmétique sont moins efficaces entraînant plus de désolidarisations et d'écaillements c'est le phénomène du « chipping ».

Tableau 4 Synthèse des propriétés des céramique d'infrastructure

Type	Coefficient de dilatation thermique (10 ⁻⁶ C ⁻¹) (entre 25 – 500°C)	Résistance à la flexion (MPa)	Ténacité K1c (MPa.m ^{1/2})	Module d'élasticité (Gpa)	Solubilité chimique µg/cm ²	Température de frittage (°C)
Céramique vitreuse disilicate de lithium	9 – 10,5	250 – 350	1	90 – 110	10 – 50	900 – 1000
Céramique vitreuse leucite	11,6 – 17	100 – 160	0,7 – 1	60 – 80	10 – 70	940 – 1180
Céramique infiltrée	7,0 – 8,0	350 – 600	2,5 – 5,5	255 – 285	<1150	1130 – 1140
Céramique polycristalline Al₂O₃	7,5 – 8,5	450 – 650	3 – 6	350 – 400	<200	>1400
Céramique polycristalline ZrO₂	10 – 11	900 – 1250	7 – 10	200	<20	>1350

Tableau 5 Synthèse des propriétés des céramiques cosmétiques

Type	Coefficient de dilatation thermique (10^{-6} C^{-1}) (entre 25 – 500°C)	Résistance à la flexion (MPa)	Ténacité K_{Ic} (MPa.m ^{1/2})	Module d'élasticité (Gpa)	Solubilité chimique $\mu\text{g}/\text{cm}^2$	Température de frittage (°C)	Application
Céramique vitreuse	9 – 10	80 – 120	0,7 – 1	60 – 80	10 – 50	750 – 930	Zircone
Céramique vitreuse très basse température de frittage	13 – 14	100 – 135	0,7 – 1	60 – 80	10 – 50	650 – 670	Titane
Céramique vitreuse (riche en leucite)	11,6 – 14,7	60 – 110	0,7 – 1	60 – 80	10 – 50	710 – 850	Précieux, non précieux
Céramique vitreuse « haute dilatation »	15 - 16	90 – 110	0,7 – 1	60 – 80	10 – 50	710 – 850	Haute teneur en or
Céramique vitreuse à base de fluoroapatite	09 – 10	80 – 120	0,7 – 1	60 – 80	10 – 50	800 – 900	Précieux, non précieux

Chapitre II :
Les principaux procédés
céramo-céramique

I- Rappels :**1- La condensation :**

La pâte céramique est constituée par des grains de poudre séparés par un liquide d'apport. La distance entre ces deux constituants se fait en fonction de la quantité du liquide incorporé et de la granulométrie de la poudre.

La condensation se fait par des vibrations manuelles et une élimination de l'excès d'humidité par tamponnage avec du papier absorbant.

La condensation ultrasonique seule permet la conservation de la morphologie de la pâte crue ; donc, elle permet la réalisation de constructions céramiques étendues en une seule cuisson et glaçage.

En cas où la condensation n'est pas faite, la rétraction de la céramique est plus importante.

2- Frittage de la céramique :

Toute céramique est frittée sous vide, ce qui élimine une majeure partie des inclusions gazeuses, et permet l'utilisation d'une granulométrie plus fine et l'obtention de céramiques denses. Le frittage se fait en plusieurs étapes (ou cuissons) :

- Une première cuisson, où la phase vitreuse a suffisamment fondu pour l'adhésion des particules entre elles. La céramique est alors granuleuse et le retrait est modéré ;
- Une seconde cuisson, ou cuisson du biscuit : le retrait est presque complet, et la surface est satinée avec une apparition de la translucidité de la céramique ;
- Une troisième cuisson qui peut s'avérer nécessaire.

3- Le retrait :

La rétraction de la céramique après le frittage est essentiellement due au rapprochement des particules pour réduire les porosités : le liquide de modelage s'évapore, et la calcination des matières organiques à mécanismes de dissolution – précipitation qui se déroule aux interfaces entre les particules cristallines et le verre à l'état pâteux expliquent ce phénomène.

Le retrait est d'ordre de 15 – 20% ; le technicien du laboratoire prendra certainement compte de ce dernier en exagérant les proportions à la construction et en faisant des apports successifs en plusieurs cuissons(4).

4- Le glaçage :

C'est la phase finale de l'élaboration qui se fait, la plupart du temps, sous atmosphère.

Le glaçage permet de réduire la porosité de surface et d'améliorer les propriétés mécaniques de la restauration en mettant en compression les couches internes.

Un apport de glaçure superficielle qui fond à une température plus basse que celle de la céramique est déposé sur la restauration. La glaçure est supposée assurer la permanence de la teinte et des détails, et améliorer la résistance mécanique en évitant l'excès de phase vitreuse d'une part et la formation d'une fine couche vitrifiée qui colmate toute solution de continuité de la surface externe (les microfissures).

Mais l'utilisation de glaçure reste controversée, surtout si elle contient du bore. Elle est accusée de provoquer des oxydations, ternissements, et dégradations de surface et de couleur. Ici, le polissage mécanique offre une alternative assez satisfaisante.

II- Les céramiques pressées : IPS Empress 2® (Ivoclar) :

Le système IPS EMPRESS 2® est venu mettre au point son prédécesseur, le système IPS EMPRESS ; qui, en 1991, était assez satisfaisant cliniquement mais ne répondait surtout pas aux qualités mécaniques requises pour remplacer une dent naturelle.

La réalisation de prothèse plurale avec ce matériau était hors de question, car cela nécessitait une résistance minimum de 300Mpa, ce qui n'était pas le cas.

Ce fut l'amélioration attendue avec l'IPS EMPRESS 2® qui possède des propriétés mécaniques supérieures (résistance à la flexion – ténacité – dureté de Vickers et module d'élasticité augmentés).

1- Composition :

Le coffret contient deux types de matériaux :

- D'une part, un matériau pour la technique de maquillage : des maquillants dentinaires sous forme de pâte destinés à maquiller une couronne homogène en céramique pressée renforcée par la leucite ;
- D'autre part, et c'est l'innovation de ce système, un matériau céramique à base de disilicate de lithium, destiné à être pressé sous forme de chape sur laquelle on appose, par stratification, une céramique cosmétique à base de fluoroapatite et de cristaux d'apatite, présentée sous forme de poudre.

Depuis quelque temps, la firme Ivoclar a commercialisé un nouveau matériau de stratification basse fusion, pour le recouvrement des armatures IPS EMPRESS 2® c'est l'IPS ERIS®(14).

Les nouveautés de ce système se résument en :

- Température de cuisson diminuée, et compatibilité élevée avec le matériau de l'armature (disilicate de lithium) ;
- Nouvelles masses de caractérisation individuelles (occlusales – dentinaires – mamelons – opal effect) ;
- IPS connector pour la conception d'armatures de bridges ;
- Procédé de travail simplifié au laboratoire.

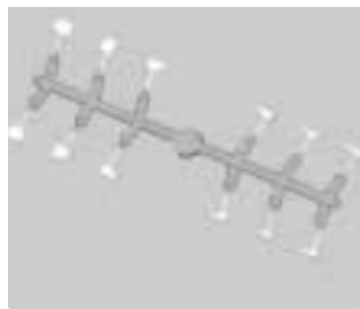


Figure 17 IPS connector pour la conception d'armatures de bridges



Figure 18 Bloc d'IPS Empress 2

2- Propriétés :

- Mécaniques :

Le nombre des cristaux de disilicate de lithium est à l'origine de la résistance de ce matériau. La propagation des fissures est stoppée à l'interface de la phase vitreuse et du cristal. La résistance à la flexion varie entre 215 – 433Mpa, alors que la ténacité de cette céramique est de 3.2Mpa x m^{1/2}. Le module d'élasticité de l'IPS EMPRESS 2 ® est de 95Gpa.

Ces valeurs semblent insuffisantes pour permettre la réalisation de bridges dans le secteur postéro-latéral.

- **Optiques :**

La haute translucidité de ce matériau peut être attribuée à la compatibilité optique entre la matrice vitreuse et les cristaux de disilicate de lithium. L'indice de réfraction de ces deux phases étant très proche, la dispersion de la lumière à l'interphase et l'opacité sont faibles. De plus, l'objectif était de créer une céramique aux propriétés nouvelles calquées sur celles de l'émail naturel. Celui-ci étant essentiellement composé d'apatite hydroxyle, la nouvelle céramique de stratification est donc naturellement devenue une vitrocéramique à base d'apatite.

- **Biocompatibilité :**

Les deux céramiques (pressée et de stratification) présentent un coefficient d'abrasion qui se rapproche de celui des dents naturelles ; donc l'agressivité abrasive vis-à-vis des dents naturelles est très faible.

3- Indications :

- Facettes ;
- Inlay / Onlay ;
- Couronne antérieure et postérieure sur dents vivantes ou dents dévitalisées reconstituées avec faux moignon en composite ou en céramique (sauf canine) ;
- Bridge de trois éléments dans le secteur antérieur jusqu'à la deuxième prémolaire, mais les valeurs de résistance et de flexion restent faibles.

4- Contre-indications :

- Présence de parafunctions tel le bruxisme ;
- Coloration marquée des dents piliers ;
- Espace inter-arcades réduit ;
- Remplacement de molaire et de prémolaire par bridge de trois éléments ;
- Dents supports versées ou mobiles ;
- Bridges en extension.

5- Protocol opératoire :

5-1- La préparation dentaire :

Globalement la préparation est la même pour tous les systèmes céramo-céramiques. La limite cervicale doit être supra gingivale ou au plus juxta gingivale, avec un épaulement à angle interne arrondi ou un congé large.

Pour les dents antérieures la réduction est de 2mm sur le bord incisif, 1.5mm sur la face palatine ou 0.8mm en cas d'occlusion serrée, 1.5mm sur la face vestibulaire et 1mm au niveau de la limite cervicale.

Sur les dents cuspidées, une réduction axiale de 1.5mm des faces occlusales et de 0.8mm au niveau de la limite cervicale.

La hauteur du moignon doit être d'au moins 4mm.

En ce qui concerne les bridges : on recommande une longueur du secteur édenté ne dépassant pas 11mm au niveau antérieur et 9mm au niveau postérieur entre les dents piliers.

5-2- L'empreinte :

Une empreinte complète de l'arcade est prise avec la technique double mélange, cordonnets de rétraction gingivale en place. L'empreinte de l'arcade antagoniste est prise avec de l'alginate ou un élastomère. Le praticien fournit au laboratoire, en plus des empreintes, l'enregistrement de la position d'intercuspidation maximale, ou de la position de la relation centrée du patient.

5-3- Le choix de la teinte :

Le choix de la teinte se fait avec le teintier Chromascop®, il existe cinq couleurs de lingotins pour les cinq gammes de couleur du teintier avec un lingotin très lumineux dit « Bleach », qui est intéressant après un éclaircissement(18).

Il est recommandé de prendre la teinte du moignon et en même temps la teinte générale des dents, car la teinte finale de la restauration est obtenue par combinaison de la teinte de la chape, avec celle de la céramique de surface et également celle du moignon sous-jacent.



Figure 20 Le teintier Chromascop®



Figure 19 Le teintier Bleach

5-4- Réalisation d'une prothèse provisoire :

Une prothèse provisoire en résine est réalisée puis scellée avec un ciment provisoire sans eugérol si on décide de réaliser un collage de la restauration définitive.

5-5- Réalisation au laboratoire :

Deux techniques sont utilisables : la technique par stratification et la technique par maquillage.

5-5-1- Technique par stratification :

- Couler l'empreinte avec des plâtres durs d'expansion de 0.08% ;
- Sur le modèle primaire unitaire, application d'un vernis espaceur de couleur neutre sur les parois axiales, sans couvrir l'épaule (pénaliser la réalisation d'un joint parfait) ;
- Elaboration de maquette en cire (wax-up) avec la technique de cire perdue et avec des cires combustibles.



Figure 21 Wax-up directeur antérieur

- Réalisation de clé en silicone sur le wax-up ;



Figure 23 Réalisation d'une clé en silicone



Figure 22 Réalisation de maquettes en cire

- Réalisation de la maquette de la chape par réduction de la cire, guidée par la clé en silicone. La chape doit avoir une épaisseur minimale de 0.8mm ;
- Cas particulier des bridges :
 - Epaisseur minimale de la maquette est de 0.8mm.
 - La section de liaison interdentaire et de la liaison pilier / dent est au minimum 4x4mm.
 - Des bandeaux peuvent être aménagés par une céramique de base.
 - Les éléments intermédiaires de bridges doivent être homothétiques.
 - La céramique cosmétique est soutenue dans des zones stratégiques.
- Des tiges de coulées sont positionnées sur la maquette, puis elle est mise en revêtement spécifique (Speed IPS 2® Ivoclar) ;
- Après la prise, environ une heure, le cylindre est monté en température entre 3 – 6°C par minute jusqu'à 850°C et maintenu à cette température 90 minutes ;

- Le cylindre est prêt à l'injection, le lingotin et le piston sont préchauffés sur un support réfractaire ;
- La presse est automatique dans un four Programat EP 600®, la montée en température est de 60°C par minute jusqu'à 1100°C ; l'injection est alors réalisée par progression du piston de 0.3mm par minute (15);
- Après une heure de refroidissement, la pièce est démoulée par un sablage de lustrant de 50 – 100 microns en deux étapes :
 - Premier sablage sous quatre bras de pression autour de la pièce.
 - Démoulage fin directement sur la pièce avec deux bras de pression.
- Séparation de la couronne de la nourrice avec un disque diamanté sous refroidissement à l'eau ;



Figure 24 Séparation des tiges de coulées

- La chape est pressée puis grattée et contrôlée sur le maître modèle puis au microscope ;
- De la poudre dentine de la couleur de base est mélangée au liquide glazure, et est appliquée en fines couches puis cuite à 800°C, cette couche assure la liaison entre le matériau pressé et la masse de stratification ;
- Un composite photopolymérisant de la même couleur du moignon est déposé dans l'intrados de la chape ;
- Au modelage, il faut surdimensionner le volume de la pâte crue pour anticiper le retrait à la cuisson ;

- Pour les céramiques de stratification, une poudre fine est associée à un liquide de modelage pour former une pâte de consistance plastique, de bonne tenue qui ne s'écroule pas lors du montage ;
- Les masses les plus saturées sont déposées au niveau du collet, et remontent au milieu de la dent ; ensuite la masse dentine du noyau est déposée. Une couche incisale est apposée sur les sommets et pourtour de la dentine et est brossée vers le collet. D'autres couches incisales peuvent être rajoutées en fonction du résultat souhaité ;
- Les premières couches d'émail sont recouvertes de masses opalescentes ; d'autres poudres peuvent être déposées pour augmenter la luminosité, diminuer la transparence... ;
- La première cuisson s'effectue à 800°C, d'autres cuissons de correction peuvent être effectuées ;
- La couronne est pressée à la vapeur pour la nettoyer.

5-5-2- Technique par maquillage :

Dite encore de coloration ; dans un premier temps, la couronne est entièrement construite en céramique pressée, puis secondairement colorée en surface par apport de minces couches successives de céramique, jusqu'à l'obtention de la teinte souhaitée.

Les lingotins de pressée utilisés pour cette technique sont de couleur neutre avec des opacités ou transparences différentes selon les indications.

5-6- Essayage clinique :

Vérifier l'adaptation de la restauration et la teinte de la couronne.

5-7- Glaçage :

La surface de la céramique est recouverte de glazure EMPRESS 2® mélangée au liquide. Des maquillants sont disponibles en quatorze teintes pour reproduire les effets naturels(21).

Pour la dernière cuisson, le four est réglé à 770°C, pendant deux minutes sous atmosphère.

5-8- Collage ou scellement :

Avec le système EMPRESS ® uniquement le collage était permis, mais avec la céramique EMPRESS 2® : les propriétés renforcées de la céramique autorisent le scellement ; même si la technique adhésive reste la plus performante et la plus recommandée.



Figure 26 Couronnes sur modèle



Figure 25 Couronnes après scellement en bouche

III- Les céramiques infiltrées (la Barbotine) IN-Ceram® (Vita) :

En 1985, Mickaël Sadoun propose un nouveau procédé de restaurations céramo-céramiques, dérivé du slip-casting ou coulée en barbotine.

En 1989, il est commercialisé par la firme Vita sous le nom d'In-Ceram® ; ce procédé est utilisé comme une des premières alternatives aux restaurations céramo-métalliques.

Il consiste en la mise en œuvre au laboratoire d'une barbotine servant à la réalisation d'une infrastructure céramique qui est frittée puis infiltrée d'un verre teinté. Sur cette armature, qui participe déjà au résultat esthétique, un montage cosmétique est ensuite réalisé.

1- Composition :

La conception d'une restauration prothétique selon ce procédé fait appel à deux matériaux :

- Une céramique feldspathique faiblement chargée en leucite (céramique cosmétique) ;
- Une céramique d'infrastructure de 85% d'alumine infiltrée de verre à 15%.

En 1989, l'apport en alumine fut renforcé à 33% par la zircone ; c'est l'IN-CERAM ZERCONIA®.

Ensuite, l'IN-CERAM SPINELL fait son apparition avec ses propriétés esthétiques élevées (le spinelle étant un oxyde mixte d'aluminium et de magnésium)(4).

2- Propriétés :

- Mécaniques :

La résistance à la flexion de l'IN-CERAM Alumina® est de 500Mpa, pour l'IN-CERAM Zirconia® elle est de 600Mpa, et enfin l'IN-CERAM Spinnell® elle avoisine les 400Mpa ce qui la rend 15 – 40% moins résistante que l'IN-CERAM Alumina®. L'apport de la zircone améliore le comportement mécanique de l'IN-CERAM, en particulier la ténacité et la résistance à la fatigue(2).

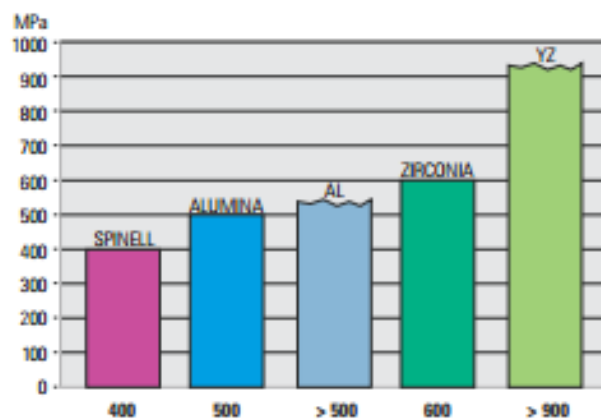


Figure 27 Résistance à la flexion des différents types de la céramique IN-Ceram®

- Optiques :

L'alumine intervient dans le rendu esthétique final par atténuation du faisceau lumineux transmis ; ce problème a été résolu avec l'infiltration du spinelle sous vide : la chape devient deux fois plus translucide. Le développement du teintier Vitapan 3D Master® a permis une analyse plus fine et plus précise de la couleur. Il est basé sur le principe de la colorimétrie sous ses trois dimensions : luminosité – saturation – teinte.

- Précision d'adaptation :

C'est la céramique de l'armature qui fait l'adaptation cervicale ; il est hors de question de trouver de la céramique cosmétique au niveau du joint dento-prothétique. Il existe donc un bandeau périphérique qui soutient la céramique cosmétique, et la précision de l'adaptation cervicale de ce bandeau est de 20 à 30 micromètres, ce qui constitue la meilleure adaptation jamais réalisée par aucun système prothétique.

3- Indications :

- Pour l'IN-CERAM Alumina® :
 - Chape de couronne antérieure et postérieure sur dent pulpée ou dépulpée ;
 - Bridge du secteur antérieur jusqu'à la deuxième prémolaire limité à deux éléments intermédiaires.
- Pour l'IN-CERAM Spinell® :
 - Facettes du secteur antérieur ;
 - Couronne unitaire du secteur antérieur sur dent pulpée (sauf la canine).
- Pour l'IN-CERAM ZIRCONIA® :
 - Inlay-core en cas de dent moyennement délabrée (hauteur résiduelle de 1mm) ;
 - Eléments unitaires postérieurs sur dent pulpée ou dépulpée pour favoriser la résistance mécanique en cas de facteurs occlusaux peu favorables, ou d'une dimension verticale diminuée ;
 - Bridge antérieur de quatre éléments intermédiaires ;
 - Bridge postérieur limité par prudence à un élément intermédiaire.
- Pour l'IN-CERAM Sprint® :
 - Elle permet une réalisation plus rapide des couronnes unitaires, seulement.
- Pour l'IN-CERAM Turbo Sprint® :
 - Cette technique se substitue en grande partie à la technique traditionnelle pour les restaurations unitaires. Elle permet aussi la réalisation de reconstitutions coronoradiculaires tout céramique

4- Contre-indications :

- Bruxisme ;
- Malocclusion ;
- Manque de hauteur prothétique ;
- Préparation cervicale avec un chanfrein (limite cervicale simple).

Tableau 6 Indications des différentes céramiques infiltrées selon la situation clinique

Situation clinique	Secteur	Dent pilier	Matériau
Inlay / Onlay	Postérieur	Dent pulpée	ICA / ICS
Facette / Jacket ¾	Antérieur	Dent pulpée	ICA / ICS
Couronne	Antérieur	Dent pulpée	ICA / ICS (sauf canine)
		Dent dépulpée	ICA / ICZ
	Postérieur	Dent pulpée ou dépulpée	ICA / ICZ
Bridge	Antérieur	Dent pulpée ou dépulpée	ICA / ICZ
	Postérieur	Dent pulpée ou dépulpée	ICZ
Inlay core	Antérieur ou postérieur	Dent dépulpée	ICZ
Pilier implantaire vissé	Antérieur ou postérieur	Implant	ICZ

5- Protocol opératoire :

5-1- La préparation dentaire :

- Réalisation des limites de la préparation :

A la réalisation des limites de préparation, trois paramètres sont à prendre en considération :

- Type de la limite cervicale : la céramique résiste mal en traction, le choix d'une limite cervicale de type épaulement à angle interne arrondi est en faveur d'un soutien du matériau.
- Niveau de la limite cervicale : évidemment, et dès que les conditions sont favorables, elle est supra-gingivale. Cependant, dans le cas où on cherche à masquer une dyschromie au niveau du joint, la limite devient nécessairement intrasulculaire dans les zones visibles uniquement.
- Profondeur de la limite cervicale : double exigence ; ménager une épaisseur suffisante de la céramique (raisons esthétiques et mécaniques) ; souci d'économie tissulaire et préservation de la vitalité pulpaire.

- Préparation pour couronne unitaire antérieure :

- L'épaisseur de la chape sur les faces proximales et vestibulaire est au minimum de 0,5mm.
- Sur la face palatine, une épaisseur de 0,6mm est nécessaire dans les zones de contraintes maximales.
- Sur les dents inférieures, une épaisseur de chape de 0,3 – 0,4mm est suffisante.

- Sur les dents vivantes non dyschromiées une chape translucide est indiquée et une pénétration amélaire de 0,5 – 0,6mm est préconisée.
- Sur les dents dépulpées, dyschromiées, ou très saturées ; une chape plus épaisse, moins translucide est indiquée, et une profondeur de préparation de 1 – 1,2mm est nécessaire.
- Préparation pour couronne unitaire postérieure :
 - L'épaisseur minimale de la chape est de 0,7mm.
 - Un bandeau périphérique de 0,3mm peut-être réduit à 0,1mm dans les zones visibles.
 - La profondeur des limites est inférieure à 0,7mm, mais elle peut être épaissie dans les zones visibles pour un meilleur rendu esthétique.
 - Mac Laren préconise une profondeur de limite cervicale uniforme de 1mm sur toute les faces de la dent.
 - Une réduction occlusale de 1,5 – 2mm soit 0,7 – 0,8mm pour la chape et 0,8mm au minimum pour la céramique cosmétique.
- Finitions :
 - Avec une fraise fine diamantée, ou une fraise en carbure de tungstène.

5-2- L'empreinte :

Les élastomères ou les hydrocolloïdes réversibles sont de choix, mais on peut utiliser un hydrocolloïde irréversible (alginate) spatulé sous vide.

Les empreintes, globales de préférence, sont réalisées soit en un seul temps par la technique du double mélange soit en deux temps avec la « Wash-Technic », et cela en fonction du nombre de préparations, du niveau de leur limite cervicale et de leur localisation sur l'arcade.

L'empreinte de l'arcade antagoniste est réalisée à l'alginate (l'idéal étant de la réaliser avec un élastomère).

5-3- Le choix de la teinte :

La prise de teinte se fait au moment des préparations puisque le verre d'infiltration de la chape participe à l'obtention du résultat esthétique.

On utilise le teintier Vitapan 3D Master®, qui est basé sur les trois dimensions de la couleur : la luminosité, la saturation et la teinte.



Figure 28 Teintier Vitapan 3D Master®

La classification des teintes se répartit comme suit : le teintier comporte 26 teintes réparties en cinq familles de luminosité croissante (de très faible à forte), chacune des cinq familles comporte deux à trois échantillons de saturation et deux à sept échantillons de teintes différentes (M : médium, L : jaune, R : rouge)(6).

- **Détermination de la luminosité :**

La première opération consiste, parmi les cinq degrés possibles, à sélectionner la famille de luminosité se rapprochant au mieux de la luminosité de la dent de référence. Cette étape, comme toutes les suivantes, s'effectue à la lumière du jour, de préférence, en tenant le teintier à bout de bras et en le rapprochant de la bouche du patient.

- **Détermination de la saturation :**

On extrait ensuite l'éventail marqué « M » de la famille de luminosité choisie, et après l'avoir déplié à l'horizontale, nous choisissons l'échantillon de teinte du groupe M se rapprochant le plus de la dent de référence. Il s'agit alors de déterminer si la dent de référence est claire ou foncée et de sélectionner soit : - M1 : saturation faible, - M2 : saturation moyenne, - M3 : saturation forte.

- Détermination de la teinte :

Dernière étape, il faut maintenant déterminer si la dent naturelle est plus « jaunâtre » (L) ou plus « rougeâtre » (R) que l'échantillon précédemment sélectionné. Si la dent est plutôt jaunâtre, on utilise l'éventail L composé de deux échantillons L1,5 (jaune peu saturé) et L2,5 (relativement saturé). On fait de même avec l'éventail R en présence d'une teinte rougeâtre.

5-4- Réalisation d'une couronne provisoire :

La réalisation d'une couronne provisoire adaptée permet le maintien de la position de la dent et de la vitalité pulpaire, la protection de la préparation et de la santé parodontale, et permet également au patient de garder confort et esthétique.

La prothèse est scellée avec un ciment provisoire sans eugénol afin de ne pas risquer d'inhiber la polymérisation pendant le collage.

5-5- Réalisation au laboratoire :

- Le modèle issu de l'empreinte est traité classiquement : les préparations sont indexées, séparées, les limites cervicales sont dégagées et un vernis d'espacement est mis sur la préparation sans atteindre la limite cervicale ;
- Une réplique de chaque préparation est réalisée en plâtre spécial Vita In-Ceram® à partir d'une empreinte du modèle positif unitaire ;
- La barbotine est ensuite préparée : dans un récipient en verre, il faut disposer 38 g de Vita In-Ceram® ALUMINA ou ZIRCONIA Powder, 1 ampoule de liquide de mélange Vita et 1 goutte d'additif. Le mélange se fait en posant le récipient en alternance sur le vibreur puis dans l'appareil à ultrasons VITASONIC II®. Pour finir, il faut mettre la barbotine 1 minute sous vide ;
- Pour les couronnes unitaires, chaque réplique est alors plongée dans la barbotine qui a la consistance d'une peinture épaisse. Le plâtre absorbe l'eau de la pâte crue favorisant l'agglomération des grains d'alumine. La morphologie de cette infrastructure est aisément modifiable par l'adjonction de barbotine au pinceau. Pour les bridges, l'application de la barbotine se fait exclusivement au pinceau ;

- La pâte crue est laissée à l'air libre pendant 30 minutes puis l'ensemble est déshydraté dans un four par une montée en température jusqu'à 120°C en six heures. Cette manœuvre sert à déshydrater le plâtre, ce qui entraîne sa rétraction favorisant la séparation de la chape de son support ;



Figure 29 Application de la barbotine à l'aide d'un pinceau sur une restauration pleurale

- Après la déshydratation l'ensemble est porté en deux heures à 1100°C en atmosphère aérienne. Cette température est maintenue pendant deux heures. Cette cuisson correspond à la cuisson de frittage de l'armature ;
- Pour l'In-Ceram® Zirconia, un second frittage à 1180°C pendant deux heures est nécessaire ;
- L'infrastructure possède alors une consistance crayeuse. Le prothésiste peut alors corriger la forme et la fonction des chapes par de légers meulages car après l'infiltration de verre les retouches ne seront plus possibles.



Figure 30 Retouche de l'infrastructure par meulage

- Il existe 4 verres d'infiltration pour chaque procédé, à l'aide d'un pinceau le prothésiste applique une couche couvrante de verre uniquement sur l'extrados de la chape et sans recouvrir les bords de celle-ci ;



Figure 31 Application de verre sur l'extrados de la chape

- La cuisson d'infiltration du verre se fait sur une tige de platine pour les couronnes unitaires et sur une feuille de platine pour les bridges, le verre se détachant facilement du platine ;



Figure 32 Cuisson de l'infiltration du verre sur une tige en platine

- La cuisson se fait en deux étapes : déshydratation du verre à 600°C pendant cinq minutes dans un four à céramique conventionnelle ; la chape est alors enfournée dans le four INCERAMAT® directement à 1100°C pendant quatre heures (pour l'In-Ceram® Zirconia, cette cuisson se fait à 1140°C pendant deux heures et demi) ;
- En cas d'infiltration incomplète, il faut répéter l'opération ;
- Les excédents de verre sont d'abord éliminés avec un abrasif diamanté à gros grains, puis le reste est sablé à l'oxyde d'aluminium 50 micromètres à une pression maximale de 3 bars. L'armature est alors adaptée sur le modèle pour déceler le moindre défaut qui peut causer une fissure ;
- Une cuisson de contrôle du verre est alors entreprise ;
- Un sablage à 50 micromètres sous pression de 2.5 bars est suffisant pour les finitions ;
- En clinique on vérifie les profils d'émergence, les adaptations cervicale et parodontale par l'interposition d'un silicone basse viscosité dans l'intrados des couronnes qui permet de visualiser d'éventuelles zones de friction ;



Figure 33 Adaptation de l'armature en clinique

- La céramique cosmétique doit avoir un coefficient d'expansion thermique équivalent à celui de la céramique utilisée pour la réalisation de la chape ;
- Le montage cosmétique se réduit au minimum puisque l'armature est déjà dans la teinte choisie. Ce montage est réalisé en stratifications conventionnelles de faible épaisseur afin d'avoir de faibles rétractions ;
- Deux cuissons de la céramique Vitadur Alpha® ou Vita VM7® sont nécessaires à l'élaboration d'un biscuit fonctionnel(22).

5-6- Essayage clinique :

Le biscuit fonctionnel est essayé en clinique pour vérifier l'intégration esthétique, et affiner les contacts proximaux et occlusaux statiques et dynamiques.

5-7- Finitions :

Un glaçage du produit et un polissage mécanique avec un sablage de l'intrados pour finir la couronne.



Figure 34 Collage de la couronne In-Ceram®

- 5-8- **Collage et scellement** : Les couronnes peuvent être scellées ou collées.

6- IN-Ceram Sprint® :

Cette technique, avec duplication du modèle et coulée d'un plâtre spécifique permettant un temps de fabrication des chapes diminué, est réservée aux couronnes unitaires.

7- IN-Ceram Turbo Sprint® :

Cette technique a été mise au point par M. Sadoun, en 1999. Elle permet de supprimer la phase de duplication et donc de travailler directement sur le modèle de travail par l'application d'un vernis espaceur spécifique. Celui-ci permet de combler les contredépouilles, de créer l'espaceur adapté au procédé In-Ceram® et d'agencer la microstructure des matériaux. Ce vernis espaceur est complété par un plâtre spécifique qui se coule directement dans l'empreinte.

Cette technique permet également de supprimer la phase de six heures de déshydratation avant frittage. Il n'y a aucune modification des propriétés mécaniques.

Lorsque le laboratoire doit travailler dans des délais très courts, cette technique lui offre la flexibilité et la possibilité de réagir plus vite aux demandes de ses clients.

IV- La CFAO : Procera® AllCeram ; Cerec 3® :

La CFAO, Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur (en anglais CAD / CAM : Computer Assisted Design / Computer Assisted Manufacturing) désigne un ensemble de processus industriels qui ont été développés pour simplifier et standardiser les techniques dans les tâches répétitives.

Comme tous les autres domaines où elle a été introduite, la CFAO a bouleversé la chaîne de conception prothétique en modifiant sensiblement les étapes et les procédés de conception des prothèses dentaires, notamment des restaurations céramo-céramiques, qui avec l'avènement de cette technologie, ont vu leur champ d'application s'élargir et leurs limites se réduire considérablement.

En Suisse, Mörmann et Brandestini sont à l'origine du système Cerec® tandis qu'en Suède Andersson a développé le système Procera® ; les deux grands systèmes qui monopolisent la CFAO en pratique prosthodontique(23).

1- La céramique semi-usinée Procera® AllCeram :

Le système a été conçu et développé par M. Andersson et A. Odén en 1993 pour réaliser des constructions en titane, car ce métal est extrêmement difficile à couler.

Ce concept est inspiré des travaux de P.I. BRANEMARK sur les constructions implantaires en titane(4).

Ce processus industriel maîtrise les techniques répétitives et confie au prothésiste la réalisation esthétique.

1-1- Composition :

- Equipement : un scanner à balayage mécanique avec une sonde mobile sur un maître modèle ; et un logiciel CAO pour la réalisation du profil de la chape.
- Matériaux : les chapes sont constituées d'alumine de très grande pureté (99.5%).



Figure 35 Scanner Procera®

1-2- Propriétés :

- Mécaniques :

Les caractéristiques mécaniques de la pièce céramique en alumine pure sont supérieures à celles des différents procédés actuels.

La résistance à la flexion est de plus de 600MPa pour les chapes en alumine et de plus de 1200MPa pour les chapes en zircone (Procera® AllZirkon).

Une armature de 0.6mm d'épaisseur présente une résistance à la rupture évaluée à 220Kg.

- Optiques :

Malgré sa densité, la chape en alumine permet le passage de la lumière sans toutefois être transparente.

Pour le recouvrement de moignons teintés, une épaisseur de chape de 0,5 mm est suffisante, pour des colorations dans une gamme de longueurs d'onde plus élevée (fond à coloration métallique), on recommande de préparer des armatures plus épaisses ou d'appliquer d'abord l'opacifiant fluorescent en procédant au masquage céramique.

La possibilité de réduire l'épaisseur de la chape à 0.4mm améliore les qualités optiques de ce système.

- Précision d'adaptation :

La fabrication semi-industrielle des chapes évoque une grande régularité au niveau de la qualité d'adaptation.

La valeur de l'adaptation cervicale au niveau des secteurs cuspidés est de 62µm pour les molaires et de 55µm pour les prémolaires, et sur modèle elle reste inférieure à 100µm ce qui est largement acceptable cliniquement.

1-3- Indications :

- Dents unitaires antérieures et postérieures ;
- Bridges de trois éléments ;
- Dents pulpées et déulpées avec inlay core spécifique ;
- Les facettes ;
- Décoloration du substrat dentaire (un traitement préalable est nécessaire avant la restauration prothétique) ;
- Piliers implantaires avec le système Procera® AllZirkon.

1-4- Contre-indications :

- Moignon en plâtre excédant un diamètre de 15.6mm (la pointe saphir risque de se coincer pendant le scannage) ;
- Différence du niveau vertical le long des limites de préparations excédant 12mm (la limite ne peut être reproduite intégralement sur l'écran) ;
- Bruxisme sévère ;
- Problèmes parodontaux importants ;

- Molaires fortement versées ;
- Espacement édenté excédant 11mm.

1-5- Protocole opératoire :**1-5-1- La préparation dentaire :**

La préparation d'une dent pour recevoir une couronne Procera® AllCeram ne présente pas de particularités. Elle s'effectue en suivant les règles de préparation classique d'une couronne céramo-céramique. A savoir : une limite cervicale sous forme de congé arrondi, dont l'importance dépendra des conditions cliniques ; ce congé peut varier de 0,8 à 1,5 mm. La réduction vestibulaire peut varier de 0,8 à 1,5 mm et la réduction occlusale de 1,5 à 2 mm. Afin de permettre le meilleur enregistrement possible de la préparation par un scanner, il est recommandé d'éviter les angles internes vifs et trop prononcés. Pour les dents postérieures, il faut conserver la surface occlusale aussi plate que possible. Il ne faut pas créer de cavités profondes qui pourrait rendre difficile l'enregistrement au laboratoire.

Une simple exception lors de la préparation des bridges qui comprend, en plus des règles générales, ces points additionnels :

- Créer une hauteur occluso-cervicale d'au moins 3mm ;
- Les préparations doivent présenter une conicité suffisante par rapport à la zone édentée, pour permettre une conception de jonction intermédiaire adaptée.

1-5-2- L'empreinte :

Une empreinte classique en fonction des indications cliniques est requise ; le système Procera® AllCeram n'est pas un système qui réalise une empreinte optique en bouche : l'objectif est d'obtenir un modèle de travail.

1-5-3- La préparation du modèle au laboratoire :

L'empreinte est coulée au plâtre selon la procédure habituelle. Les diverses techniques de fractionnement peuvent être utilisées pour obtenir le modèle positif unitaire représentant la préparation clinique. Les limites de la préparation sont alors soigneusement marquées et le modèle positif unitaire est détourné.

Il est inutile d'appliquer un vernis d'espacement : le logiciel ménage un espace de 100 microns sur toute la surface du modèle positif, à l'exception de la limite qui est ménagée à 60 microns.

1-5-4- L'enregistrement numérique des contours de la préparation :

Il est réalisé grâce à un dispositif désigné par le terme « scanner » qui est un détecteur mécanique de formes, doté d'une sonde d'enregistrement rétractable dont le palpeur est constitué d'un saphir.

Le modèle unitaire positif est posé sur une table tournante munie d'un support orientable permettant de le positionner dans les différents plans de l'espace. La lecture se fait grâce à la rotation de cette table (modèle en place) devant la sonde d'enregistrement qui effectue des mouvements verticaux, 20 000 à 30 000 données sont enregistrées en fonction de la taille de préparation.

L'opération ne prend pas plus de cinq minutes, et la procédure s'arrête automatiquement à la fin de l'enregistrement. Les données collectées seront envoyées vers un ordinateur ; et formeront le dossier de base nécessaire à la conception de la chape en alumine ou en zircone.

1-5-5- L'élaboration virtuelle de la chape :

Elle se fait selon deux méthodes :

- L'utilisation du logiciel Procera® CADD (Computer Aided Dental Design). Il permet la visualisation de la préparation enregistrée, point par point, en la faisant pivoter sur son axe. Le prothésiste alors détermine la limite cervicale, l'épaisseur de la chape et sa teinte ;

Pour la teinte, il a le choix entre :

- Classique : teinte A2 ou A3 du teintier Vita® ;
- Translucents : chape transparente destinée aux dents vivantes ;
- White : chape de teinte A1 du teintier Vita®.

La chape alors peut être visualisée à l'écran.

- Par l'intermédiaire d'un wax-up élaboré au laboratoire de prothèse et dont la forme de contour est également numérisée. Cette procédure est utilisée lorsque l'on souhaite établir des formes homothétiques ou particulières(24).

On réalise alors deux enregistrements : un de la chape en cire et un autre du modèle unitaire positif en plâtre.

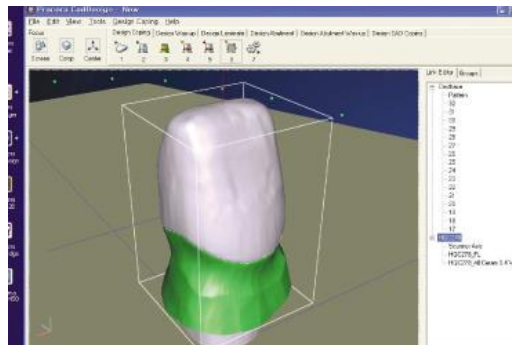


Figure 36 Elaboration virtuelle de la chape

Le premier enregistrement permet une excellente réplique de l'extrados de la chape et le second de l'intrados. Une manipulation informatique permet la superposition de l'image numérique de la préparation et de celle de la cire. Une seconde manipulation indexe automatiquement le pourtour de la chape en cire sur la limite de la préparation.

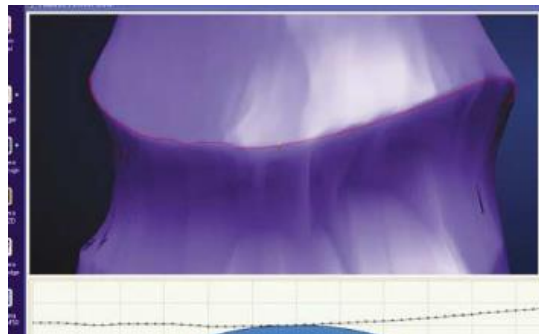


Figure 37 Précision des limites cervicales

1-5-6- La fabrication de la chape en alumine ou en zircone :

- **Elaboration d'un second modèle de travail :**

Les données recueillies par l'enregistrement scanner sont transmises par modem téléphonique à la station de travail à Stockholm.

Elles vont permettre d'obtenir par meulage, à l'unité de production, un second modèle agrandi. Ce modèle de travail est destiné au compactage de la poudre d'alumine ; il sera surdimensionné par le calcul informatique de 12 - 20 %, afin de compenser la contraction volumétrique de l'alumine durant la phase de cuisson ultérieure.

- **Usinage de la chape :**

Un compactage d'une poudre d'oxyde d'aluminium de très grande pureté permet d'obtenir un intrados de la chape à la structure dense et homogène.

- **Meulage du matériau :**

L'extrados de la chape est fraisé sous contrôle informatique en fonction des données élaborées par le prothésiste.

- **Frittage du matériau :**

Une cuisson de la chape dans un four industriel pendant trois heures à 1650°C, permet d'obtenir un résultat exempt de porosités, et d'une résistance mécanique élevée.

La contraction importante du matériau compensé au préalable sur le modèle surdimensionné ; permet d'obtenir une chape avec une adaptation adéquate sur le modèle de travail original.



Figure 38 Chape avec adaptation adéquate au modèle de travail original

- **Finitions de la chape :**

De légères finitions peuvent s'avérer nécessaires, comme l'élimination de certaines irrégularités à l'intrados de la chape ; le prothésiste aussi peut effectuer certaines corrections.

Enfin une vérification de l'adaptation de la chape au niveau de la limite cervicale et un sablage de l'intrados sont effectués.

Le délai de fabrication et de transport est généralement de 48 heures après transmission des données.



Figure 39 Vérification de la chape au microscope

- Essayage clinique :

Les chapes sont essayées en bouche, pour vérifier l'adaptation cervicale et l'intégration morphologique au niveau des arcades.

1-5-7- Le montage de la céramique cosmétique :

La température de fusion très élevée de l'oxyde d'aluminium (2050°C), fait que la cuisson de la céramique cosmétique (900°C) n'a pas d'impact sur la chape.

Le montage s'effectue d'une manière traditionnelle, avec une céramique cosmétique ayant un coefficient de dilatation thermique accordé à celui de l'oxyde d'aluminium (AllCeram, Vitadur Alpha, Vitadur N).



Figure 40 Montage de la céramique cosmétique sur la chape

La teinte est donnée par l'application d'un liner dont la teinte est choisie parmi les teintes de base données sur le teintier Vita (du A1 ou D3).

Le liner est surtout utilisé pour la zircone, afin de masquer sa couleur blanc nacré.

1-5-8- Le scellement ou collage :

Selon les conditions cliniques les deux peuvent être envisageables(20).

2- La céramique usinée : Cerec 3® :

Le nom provient de CERamic REConstruction, ce procédé a été développé pour la première fois par MORMANN et BRANDESTINI en 1980 à l'université de Zurich.

Le Cerec 1® était commercialisé par la société Sirona en 1988, avec des indications se limitant aux inlays à une ou deux faces.

Le Cerec 2® venait élargir les indications de son prédécesseur en 1994, en incluant les inlays multiples faces, les onlays et les facettes.

En 1997, un logiciel de fabrication a été mis au point pour l'élaboration de blocs postérieurs, puis plus tard, de blocs antérieurs.

Le Cerec 3® commercialisé à partir des années 2000, permet la réalisation simple et rapide des bridges de trois éléments(23).

L'avantage de ce système est de permettre la réalisation rapide de restaurations unitaires tout céramique. En effet, l'appareil d'usinage peut se trouver dans le cabinet dentaire et le traitement peut ainsi se faire en une seule séance.

2-1- Composition :

- Equipement :

Il se compose d'une unité d'acquisition d'images et d'un poste d'usinage qui communiquent entre eux par radio. L'unité d'acquisition d'images est équipée d'un ordinateur, d'une caméra de mesure 3D ultra précise et d'une carte de saisie d'images commandée par microprocesseur garantissant une fidèle reproduction des couleurs.

- Matériaux :

Les céramiques dentaires actuellement utilisées dans les restaurations Cerec® sont les suivantes (15):

- Vitablocs® Mark II, céramique feldspathique enrichie en alumine ;
- Vitablocs® Esthetic Line (céramique translucide qui est surtout utilisée pour les dents antérieures) ; Vitablocs® Alumina ; Vitablocs® Spinell ; Vitablocs® Zirconia (Vita) ;
- ProCAD®, céramique renforcée à la leucite (Ivoclar) ;
- Vitadur Alpha®, pour la céramique cosmétique.



Figure 41 Le système Cerec 3®

2-2- Propriétés :

Plusieurs types de céramiques sont utilisés dans le système Cerec®, en fonction de l'indication clinique posée. Elles satisfont les exigences cliniques et pratiques en termes de résistance à la fracture, de comportement à l'abrasion, mais aussi de l'esthétique et de la facilité d'usinage.

Ces céramiques sont fabriquées industriellement, ce qui permet d'obtenir une structure beaucoup plus fine et une répartition des particules plus homogène par rapport aux céramiques de laboratoire cuites par couches superposées. Il en résulte un comportement d'abrasion proche de celui de l'émail.

2-3- Indications :

- Couronnes unitaires ;

- Inlays / onlays ;
- Bridges à trois éléments maximums ;
- Risque de fracture pendant un traitement transitoire : la reconstitution est réalisée en une séance pour éviter le port d'une prothèse provisoire, donc de préserver les parties les plus fines de la préparation.

2-4- Contre-indications :

- Bruxisme sévère ;
- Malocclusions ;
- Hauteur et largeur des préparations insuffisante.

2-5- Protocole opératoire :**2-5-1- La préparation dentaire :**

La préparation se fait selon le protocole classique des préparations tout céramique :

- Angles arrondis ;
- Epaisseur réduite suffisante (1.5 – 2mm) ;
- Limite cervicale en épaulement à angle interne arrondi, ou congé large ;
- Convergence des faces axiales de 6°.

2-5-2- L'empreinte optique :

L'empreinte de la préparation peut se faire par deux méthodes :

- En bouche :

L'image 3D de la préparation est obtenue grâce à une caméra intra-buccale SIROCAM 2(4). La dent est enduite d'une poudre avec des propriétés de réflexion de la lumière annulant les différences de comportement optique de la dentine et de l'émail. La caméra est placée en bouche, au-dessus de la dent à restaurer, et un balayage optique est activé avec la pédale. Cette technique ne permet que de prendre l'empreinte de deux préparations adjacentes.



Figure 42 Empreinte optique en bouche Cerec 3®

- **A partir d'un modèle de préparation :**

Une empreinte conventionnelle de la préparation est faite, puis le modèle obtenu est fixé sur un support dans le poste d'usinage et est balayé pendant cinq minutes environs par un Cerec Scan® (un laser en 3D intégré à l'appareil). Cette technique se voit intéressante dans les cas de bridges, étant donné que la caméra intra-buccale ne peut prendre que l'empreinte optique de deux préparations adjacentes.

Le Cerec Scan® 3D peut être associé à une unité d'acquisition d'image pour le transformer en un système Cerec 3®.

Les calculs et les tracés de la restauration sont effectués dans le cabinet par un ordinateur avec le même logiciel que le Cerec 3®.

2-5-3- La conception :

Les informations requises sont traitées par le logiciel Cerec 3® qui fonctionne sous Windows, et permet de :

- Détecter automatiquement les limites de la préparation ;
- Définir les contacts proximaux avec précision ;
- Préciser l'approche des contacts en occlusion en fonction du programme de construction occlusale choisi.

Il en existe trois programmes de construction occlusale :

- **Par corrélation :**

Ce programme copie identiquement les faces occlusales reconstituées par composite ou wax-up, ou les faces occlusales des restaurations métalliques en vue de leur suppression.

- **Par fonction :**

Ce programme permet de régler les points de contacts occlusaux de la futur reconstitution, grâce à l’empreinte optique du mordu occlusal (reconnaître la morphologie occlusale des dents antagonistes).

- **A partir d’une base de données dentaire :**

Ce système est indiqué en cas d’absence des dents antagonistes ; on choisit dans une large bibliothèque de données la morphologie occlusale la plus adéquate, qui par la suite peut être retouchée pour préciser la position des points de contacts, des cuspides et du bombé cervical.

2-5-4- L’usinage et l’ajustage :

Il est réalisé au sein d’une machine-outil totalement automatisée, l’opération dure en moyenne entre 10 et 15 minutes.

Il s’agit de façonner des cubes en céramiques, ensuite éliminer l’ergo ayant servi de maintien du bloc lors de l’usinage, la pièce prothétique prête est alors ajustée et polie au niveau des points de contact.

La réalisation des couronnes unitaires se fait selon deux méthodes :

- La couronne maquillée : un apport de maquillants est appliqué en surface ou par polissage. Cependant, ce type de couronne est contre indiqué au secteur antérieur.
- La couronne réduite : une fonction spécifique dans le logiciel de fabrication permet une réduction sélective sur le pourtour de la couronne, les zones de réduction seront ensuite secondairement travaillées par ajout de céramique cosmétique de type Vitadur Alpha®.

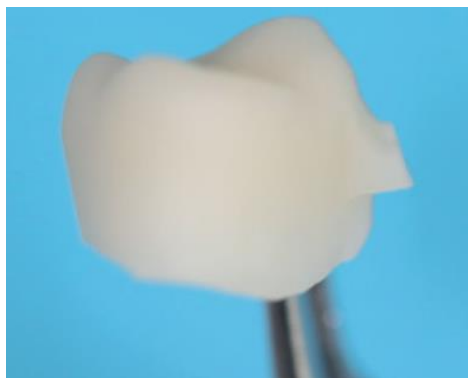


Figure 43 Tige d'usinage avant meulage et polissage

2-5-5- Scellement ou collage :

Les couronnes à base d'alumine ou de zirconie seront sablées ; donc, il est préférable de les sceller avec un ciment verre modifié par adjonction de résine.

Pour les couronnes à base de céramique ProCAD® elles seront mordancées et silanées au cabinet dentaire.

V- Avantages et inconvénients des principaux procédés céramo-céramiques :

Tableau 7 Avantages et inconvénients des principaux procédés céramo-céramiques

Procédé	Nom commercial	Avantages	Inconvénients
Céramique infiltrée	IN-CERAM®	<ul style="list-style-type: none"> - Recul clinique important (16 ans). Choix du matériau selon le cas clinique (Alumina, Spinell ou Zirconia). - Possibilité de bridges de grande étendue dans les secteurs antérieurs et postérieurs. 	<ul style="list-style-type: none"> - Nécessite des prothésistes dentaires qualifiés. - Investissement coûteux pour le prothésiste.
Céramique injectée	IPS EMPRESS 2®	<ul style="list-style-type: none"> - Très bonnes qualités optiques. - Technique de coulée à la cire perdue (facilité d'utilisation pour le prothésiste). 	<ul style="list-style-type: none"> - Investissement coûteux et formation nécessaire pour le prothésiste. - Pilier terminal de bridges limités à la deuxième prémolaire. - Valeur de la résistance à la flexion qui reste faible pour la réalisation de bridges.
Céramiques usinées (CFAO)	Procera® AllCeram	<ul style="list-style-type: none"> - La réalisation industrielle des chapes libère le prothésiste de toutes les étapes fastidieuses. - Le système industriel est répétitif et donc rassurant sur le 	<ul style="list-style-type: none"> - Equipement coûteux et formation nécessaire pour le prothésiste. - Réalisation de la chape en Suède. - Manque de relation prothésiste / praticien pour la réalisation de l'armature.

		<p>plan clinique pour les praticiens.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Gain de temps. - Gain de matériau compensant le coût de la chape. - La chape est garantie 5 ans par Nobel Biocare. 	<ul style="list-style-type: none"> - Industrialisation d'une technique prothétique qui exige une notion de « surmesure ». - Réalisation de couronnes unitaires principalement.
	Procera® AllZirkon	<ul style="list-style-type: none"> - Résistance augmentée. 	<ul style="list-style-type: none"> - Absence de recul clinique.
	Cerec 3®	<ul style="list-style-type: none"> - Possibilité d'utiliser plusieurs céramiques (Vitablocs® Mark II, ProCAD®, Vitablocs® Alumina, Zirconia ou Spinell...). - Allie deux techniques à la fois : le procédé In-Ceram® par le biais des infiltrations de verre coloré, et la CFAO. - Possibilité de réaliser une couronne maquillée en une séance. - Réalisation de bridges avec Cerec In-Lab.®. - Procédure de fabrication des chapes In-Ceram® plus rapide. 	<ul style="list-style-type: none"> - Investissement très coûteux pour le praticien, et pour le prothésiste s'il utilise le Cerec In-Lab.®. - Nécessité de formation pour le praticien et le prothésiste. - Nombre d'éléments, pour les bridges, limité.

Chapitre III :
Les restaurations
prothétiques

I- Les couronnes céramo-céramiques :

1- Les différents matériaux :

Trois intérêts principaux orientent le (ou les choix) clinique(s) :

- La translucidité ou l'opacité de l'armature ;
- La résistance mécanique ;
- Le potentiel d'adhérence lié au mode d'assemblage.

Le choix peut se faire à travers trois cas cliniques :

1-1- Couronne sur dent antérieure non dyschromiée en absence de parafunctions :

Dans ce cas la translucidité est essentielle afin de favoriser la diffusion de la lumière dans la dent ainsi que les tissus parodontaux marginaux ; éléments importants pour atteindre une apparence optimale.

Les armatures Empress® 2 et In-Ceram® Spinell sont alors recommandées.

Afin d'assurer la durabilité à long terme, une adhérence élevée (mordançage chimique de l'intrados + silane + collage) est indispensable.

L'armature Procera® semi translucide, plus résistante, donne d'excellents résultats en utilisant simplement des ciments adhésifs.

1-2- Couronne sur dent antérieure dyschromiée :

Afin de restaurer une apparence esthétique ; masquer la dyschromie du pilier est une nécessité, la translucidité est à proscrire. Le choix se portera sur une armature opaque (IN-CERAM® Alumina) ou semi opaque sous gingival en alumine ou en zircone.

Une adhérence élevée n'est donc pas indispensable, une haute résistance mécanique semble être utile.

1-3- Couronne sur dent antérieure en présence de parafunctions :

Le contrôle de la parafunction diurne (conseils comportementaux) et nocturne (gouttière occlusale de protection) est nécessaire.

La translucidité et une adhérence élevée ne sont pas des priorités. Le choix de l'armature est multiple ; In-Ceram® Alumina, Procera® Alumine ou Zirconie ; le mode d'assemblage est assuré par un ciment adhésif.

2- Les indications et les contre-indications :

Tableau 8 Les indications et les contre-indications des couronnes céramo-céramiques

Indications	Contre-indications
<ul style="list-style-type: none"> - Préservation de la vitalité pulpaire ; - Disparition des fêlures inesthétiques ; - Fracture importante ; - Problèmes d'allergies aux métaux et aux alliages dentaires ; - Présence de carie ou de restauration inesthétique ; - Dents antérieures avec un délabrement peu important et une hauteur clinique satisfaisante. 	<ul style="list-style-type: none"> - Contraintes occlusales : supraclusion importante, occlusion en bout à bout, dysfonctions occlusales ; - Dents courtes ; - Volume pulpaire important en cas de dents vivantes ; - Parafonctions (bruxisme).

3- Les avantages et les inconvénients :

Tableau 9 Les avantages et les inconvénients des couronnes céramo-céramiques

Avantages	Inconvénients
<ul style="list-style-type: none"> - Esthétiques, grâce à la bonne transmission lumineuse ; - Adaptation marginale ; - Respect des tissus parodontaux, du fait de la possibilité d'envisager des limites juxta-gingivales ; - Absence de problèmes d'allergies aux métaux. 	<ul style="list-style-type: none"> - Résistance mécanique inférieure à celle d'une armature métallique, cependant les cas de fractures enregistrés sont le plus souvent liés à des problèmes d'équilibration occlusale ; - Le protocole clinique doit être minutieux ; - Préparation mutilante ; - Déconseillées pour des dents de volume et de hauteur réduite ; - Les modifications occlusales ne sont possibles qu'après collage ou scellement.

II- Les bridges tout céramiques :

1- Les différents matériaux :

Le système Empress 2® présente l'inconvénient d'utiliser un matériau dont la résistance mécanique est faible. Il est d'ailleurs contre indiqué pour les bridges postérieurs.

Le système Procera® utilise un matériau résistant, mais dont la mise en œuvre conduit à réaliser 3 éléments séparés (deux piliers et un intermédiaire) secondairement assemblés par un verre d'infiltration. Cette connexion, bien que réalisée avec des préformes étudiées pour orienter les forces reçues, semble présenter un point de faiblesse.

Le système In-Ceram®, paraît être le plus fiable.

Quel que soit le système, les indications de bridges restent limitées principalement par la portée (11 à 12mm d'intermédiaire) et surtout par l'importance des connexions, qui nécessitent des hauteurs et des largeurs incompatibles avec certains piliers, voire en contradiction avec l'amélioration esthétique souhaitée.

2- Les indications et les contre-indications :

Tableau 10 Les indications et contre-indications des bridges tout céramiques

Indications	Contre-indications
<p>L'indication du bridge tout céramique se pose dans deux situations cliniques (lorsque l'indication implantaire est contre-indiquée) :</p> <ul style="list-style-type: none"> - Les avulsions ; traumatismes, fracture, pathologie apicale, maladie parodontale, accidents endodontiques ... ; - Les agénésies dentaires. 	<p>Nombreuses, et peuvent être permanentes, temporaires (le temps de lever certains obstacles), ou conjecturales (une autre thérapeutique semble être plus favorable).</p> <ul style="list-style-type: none"> - Des facteurs pronostiques prothétiques défavorable ; endentement de longue portée sur un secteur curviligne ; - Un cout biologique trop élevé en regard des avantages recherchés ; faible hauteur des couronnes cliniques associée à des racines courtes contre indiquant une éventuelle élongation coronaire ; - Inadéquation de la solution prothétique avec la demande du patient ; - Patient non coopérant ; - Maladie évolutive de la denture ; - Des pronostics dentaires à réévaluer après traitement ; retraitements endodontiques et aménagement muco-gingival par exemple ; - Désordres fonctionnels non traités ; - Situation socio-économique du patient défavorable.

3- Les avantages et les inconvénients :

Tableau 11 Les avantages et les inconvénients des bridges tout céramiques

Avantages	Inconvénients
<ul style="list-style-type: none"> - Esthétique ; - Biocompatibilité ; - Possibilité de translucidité avec un moignon céramique ; - L'absence de coloration grisâtre au niveau des limites ; - La cuisson de la céramique ne déforme pas l'armature. 	<ul style="list-style-type: none"> - Bridges de courte portée (4 éléments au maximum) ; - La résistance à la fracture est moindre qu'avec le métal ; - Contre indiqué en présence de bruxisme ou autres parafunctions ; - Nécessite une forme de préparation convenable ; - Coût de laboratoire élevé.

III- Les préparations dentaires pour les couronnes et bridges tout céramiques :**1- Dent antérieure :**

On prendra exemple sur une incisive centrale maxillaire :

- Un guide de réduction est réalisé en silicone par condensation haute viscosité avant la préparation (25);
- Une clé vestibulaire est obtenue en coupant le guide de réduction le long de l'empreinte du bord des dents. Si la face vestibulaire de la dent concernée est endommagée, le guide de réduction est réalisé à partir d'un modèle de diagnostic. Un autre guide de réduction peut être coupé en deux au milieu de l'incisive qui va être préparée. Il permet l'appréciation de la réduction médiane des faces vestibulaire et linguale, mais ne donne aucun renseignement sur l'ampleur des réductions mésiale et distale.



Figure 44 Clé vestibulaire

- Le diamètre de la fraise utilisée, parfaitement connu, sert de référence. La profondeur d'enfoncement de l'instrument est contrôlée par rapport à la surface d'émail intacte. L'axe de la fraise est parallèle à la moitié cervicale de la face vestibulaire (25);
- Un sillon d'orientation est placé au milieu de la face vestibulaire. Sa profondeur est au moins égale au diamètre de la fraise. Deux autres sillons sont placés de part et d'autre de ce sillon médian, à mi-chemin des angles mésial et distal de la face vestibulaire. L'axe de la fraise est parallélisé à la moitié incisive de la face vestibulaire ;
- Deux sillons, ou plus, sont creusés dans la moitié incisive de la face vestibulaire. Leur profondeur est au moins égale au diamètre de la fraise ;

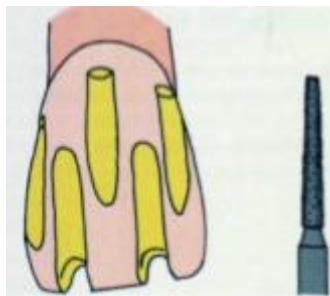


Figure 45 Sillons d'orientation avec fraise diamantée conique à bout plat

- Réduction du bord incisif :
 - Deux encoches (ou plus) de 2 mm de profondeur sont creusées à l'aide d'une fraise conique à bout plat en direction vestibulo-palatine. Une réduction du bord incisif de 1,5 mm à 2 mm est conseillée. Une réduction de 2 mm permet de meilleurs résultats esthétiques(25).
- Réduction de la face vestibulaire selon deux directions :
 - La moitié incisive de la préparation peut être lingualée sans faire courir de risque à la pulpe, ni provoquer une dépouille excessive à la préparation. L'aspect de la reconstruction n'en sera que meilleur.

- La réduction de la moitié cervicale de la face vestibulaire, simultanément à cette réduction, la fraise permet le tracé de la limite vestibulaire de la préparation.

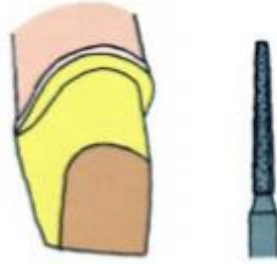


Figure 46 Réduction du bord incisif et de la face vestibulaire avec une fraise conique diamantée à bout plat

L'angulation de cette face vestibulaire est proche de celle de la paroi axiale linguale. L'épaisseur de la réduction cervicale vestibulaire est d'environ 1mm. La réduction de la moitié cervicale vestibulaire atteint les faces proximales. La fraise permet la mise en place des épaulements proximaux.

- Réduction de la concavité linguale :
 - L'épaisseur de cette réduction varie entre 0,5 et 1mm. Des repères de profondeur définie permettent le contrôle de la réduction. Ils sont creusés avec une fraise boule diamantée dont le diamètre est supérieur de 1,4 mm à celui de la tige. La boule diamantée est enfoncée dans la face linguale jusqu'à ce que la tige touche l'émail, et la profondeur de l'encoche est alors 0,7mm. Plus de 3 encoches sont nécessaires sur la plupart des dents. La réduction de la concavité varie selon les auteurs entre 0,5 et 1mm(25).
 - La petite roue diamantée est utilisée pour la réduction de la concavité cingulaire. Elle permet une réduction maximale au milieu de la face linguale.
- Réduction de la face axiale linguale :
 - Avec une fraise diamantée conique à bout plat, la paroi axiale linguale est dressée avec la même fraise diamantée que celle qui a été utilisée pour la réduction des autres faces axiales. Elle sous-entend une réduction dont l'épaisseur est de 1mm, et la dépouille est très peu marquée.

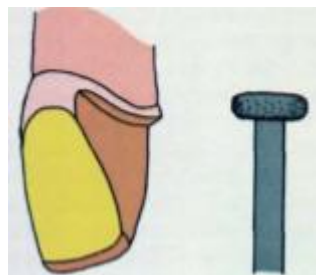


Figure 48 Réduction de la concavité linguale avec une fraise boule

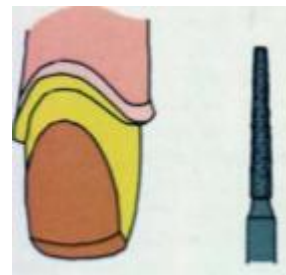


Figure 47 Réduction de la face axiale linguale avec une fraise conique à bout plat

- Finition des faces axiales : fraise 171 :
- La finition s'effectue avec une fraise conique non surtaillée, finir ainsi toutes les parois axiales de la préparation et veiller à supprimer tout angle pouvant persister au passage d'une face à l'autre. Émousser tous les angles vifs de la préparation, responsables d'une fracture possible de la céramique(25).
- Finition de l'épaule : fraise 957 :
- Il doit être perpendiculaire à la direction des forces qui s'exercent sur l'élément prothétique, et au grand axe de la dent. L'angle avec la surface externe de la dent est pratiquement droit. Un ciseau à émail dont la largeur est de 1mm permet de régulariser la surface horizontale de l'épaule et d'en vérifier la largeur(25).
- Ensuite une fraise « jacket » est utilisée pour donner l'angle interne de l'épaule.



Figure 49 Vérification de la préparation avec le guide de réduction

- L'ensemble de la réduction est vérifié avec l'autre guide de réduction.

2- Dent postérieure :

On prendra exemple sur une prémolaire mandibulaire :

- Un guide de réduction en silicone par condensation haute viscosité est réalisé en modelant le matériau sur les faces vestibulaire, linguale et occlusale d'une dent cuspidée ;



Figure 50 Guide de réduction en silicone pour dent postérieure

- Réduction de la face occlusale avec une fraise diamantée conique à bout rond de gros diamètre(25) :
- Les sillons d'orientation sont mis en place avec cette fraise sur la face occlusale, au sommet dans chaque sillon de part et d'autre des arêtes triangulaires. Un ciseau à émail dont la largeur est 1,5 à 2 mm permet d'en contrôler la profondeur. L'épaisseur de la réduction de la face occlusale est de 1,5 à 2mm. Supprimer l'intégralité de la substance dentaire restant intacte entre les sillons. L'orientation des pans et versants cuspidiens est respectée, afin de ménager une hauteur suffisante à la préparation et l'épaisseur nécessaire au matériau céramique.
- Chanfrein du versant externe de la cuspide d'appui, des sillons d'orientation sont réalisés avec la même fraise dans le versant externe de la cuspide. S'assurer que l'espace dévolu à la céramique aura à ce niveau la même épaisseur qu'au niveau du versant interne. Il est, dans un cas comme dans l'autre, parallèle aux versants de la cuspide antagoniste.

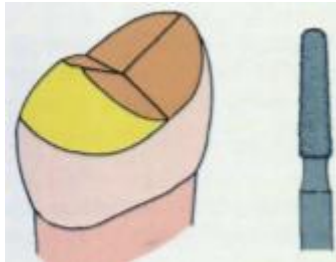


Figure 51 Réduction de la face occlusale

- Vérification de l'épaisseur de la réduction de la face occlusale lors de l'occlusion, grâce à une feuille caoutchouc calibrée.
- Réduction des faces axiales vestibulaire et linguale avec une fraise diamantée conique à bout rond de gros diamètre(25) :
- Des sillons d'orientation vestibulaires et linguaux servent de référence à une réduction uniforme de 1 à 1,5mm des faces axiales vestibulaire et linguale. A mi-hauteur de la face vestibulaire, elle est légèrement inférieure ou égale à 1,5mm.
- La réduction des faces axiales, c'est-à-dire la suppression de substance dentaire restée intacte entre les sillons d'orientation, va le plus loin possible dans les embrasures vestibulaires sans léser les dents adjacentes.
- La fraise diamantée conique à bout rond de gros diamètre permet la réalisation simultanée de la mise de dépouille de la face axiale et d'une limite cervicale en forme d'épaulement à angle interne arrondi.

- La limite cervicale est là aussi un épaulement à angle interne arrondi.

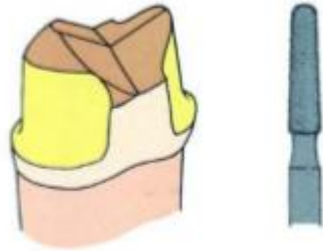


Figure 52 Réduction axiales des faces vestibulaires et linguales

- Réduction des faces proximales avec une fraise diamantée conique courte et à bout rond de gros diamètre :
- Terminer la réduction proximale avec la fraise diamantée conique à bout rond de gros diamètre dont le passage est maintenant possible dans l'espace ménagé dans les embrasures mésiale et distale. S'assurer de la continuité de la paroi proximale avec ses homologues vestibulaire et lingual, et de la limite cervicale.

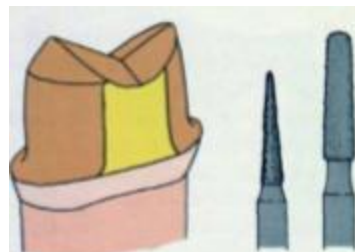


Figure 53 Réduction des faces proximales

- Finition de la préparation : fraise conique à bout rond en carbure de tungstène.
- Le guide de réduction permet le contrôle, en vue occlusale, de l'ampleur des réductions vestibulaire et linguale. La comparaison peut être faite avec un ciseau à émail de 1,5mm de large.
- Le même ciseau à émail, plaqué sur la face médiane sectionnée de l'autre guide de réduction permet d'apprécier l'importance des réductions occlusale et axiale.

Figure 54 Vérification de la préparation avec le guide de réduction et le ciseau à émail



3- Cas particulier des bridges :

En plus des étapes de préparations classiques unitaires qui s'appliquent aussi bien aux bridges, certaines conditions se rajoutent compte tenu de l'étendue et de la pluralité de ces derniers.

Lors de la préparation des piliers, il faut veiller à obtenir un certain parallélisme entre les différents moignons qui va permettre l'insertion du bridge ainsi que sa rétention.

Le choix des dents piliers se voit aussi important, il est conditionné par cinq lois(5) :

- Loi de Bélard :

L'augmentation du nombre de dents piliers non alignées améliore les conditions d'équilibre en limitant le nombre des axes de rotation.

- Loi de Duchange :

Cette loi prend en considération la morphologie coronaire, la surface de la table occlusale et la position de la dent sur l'arcade. Une dent de remplacement fournie en prothèse fixée le même travail qu'une dent naturelle, une dent pilier a une force de résistance au moins égale ou double des forces masticatoires habituellement appliquées. Duchange attribue à chaque dent un coefficient de valeur intrinsèque. La somme des coefficients des dents piliers doit être supérieure ou égale à la somme des coefficients des dents à remplacer.

- Loi de Roy :

Roy divise l'arcade dentaire en cinq plans. Pour immobiliser les dents piliers, il faut assurer leur neutralisation par l'utilisation de piliers choisis dans différents plans.

- Loi de Sardin :

Une courbure prononcée détermine un mouvement de renversement qui doit être équilibré par l'utilisation d'appuis supplémentaires.

- Loi de Johnston et Coll. :

La surface radiculaire des dents d'appuis doit être égale ou supérieure à la surface radiculaire des dents à remplacer.

IV- Les INLAYS en céramique :

1- Les différents matériaux :

Le système Cerec® permet la réalisation d'inlays en une seule séance avec une céramique aux très bonnes qualités mécaniques et un polissage satisfaisant. Néanmoins les finitions sont longues et les résultats esthétiques médiocres.

Le résultat obtenu avec le système Empress 2® est très satisfaisant en termes de résistance à la flexion, esthétique, adaptation et simplicité du procédé, sauf que ce dernier reste très fragile(4).

Les céramiques renforcées (In-Ceram® de Vita ou Procera® de Nobel Biocare) sont utilisées lorsque la préparation n'offre pas une homogénéité d'épaisseur de matériau et que le volume de la restauration est important.

2- Les indications et les contre-indications :

Tableau 12 Les indications et les contre-indications des INLAYS en céramique

Indications	Contre-indications
<ul style="list-style-type: none"> - Perte de substance moyenne sur des dents vivantes ; - Généralement indiquées dans les secteurs postérieurs ; - Myolyses étendues ; - La présence d'un bandeau d'émail sur tout le pourtour de la cavité améliore l'accès à celle-ci, ce qui permet d'élargir les indications au niveau des secteurs antérieurs, en présence d'une quantité d'émail suffisante. 	<p>Ce type de restauration est très exigeant, notamment avec l'étape de collage. On peut donc noter quelques contre-indications :</p> <ul style="list-style-type: none"> - Patients non motivés ayant une hygiène insuffisante ; - Une cario-susceptibilité élevée. - Une parafonction, non compatible avec un inlay céramique ; - Une difficulté d'accès à la cavité, ce qui sera problématique pour la préparation, l'empreinte et le collage sous digue ; - Une cavité de petite taille, pour un inlay par exemple, contre indique relativement un matériau céramique car elle nécessite une épaisseur minimale importante. On préférera un matériau composite dans ce cas-là.

3- Les avantages et les inconvénients :

Tableau 13 Les avantages et les inconvénients des INLAYS en céramiques

Avantages	Inconvénients
<ul style="list-style-type: none"> - Technique peu invasive ; - Biocompatibilité ; - Durabilité de la teinte dans le temps ; - Stabilité de surface ; - Dureté et résistance à la compression. 	<ul style="list-style-type: none"> - Coût élevé ; - Technique longue et minutieuse ; - Nécessité de ménager un espace suffisant pour le matériau céramique ; - Fragilité des bords.

4- Protocole clinique :

- Elimination du matériau d'obturation, s'il y en a ;
- Eviction du tissu carieux ;
- Mise en place d'un fond de cavité de type hydroxyde de calcium ;
- Réduction des contre- dépouilles par application de ciment verre ionomère ou d'un composite fluide ;
- Préparation dentaire : l'inlay en cramique se différencie de l'inlay métallique en ce qui suit(26) :
 - Absence de bords biseautés ;
 - Cavité proximale sans « slice », ou bord chanfreiné ;
 - Parois axiales avec une dépouille de 10° ou plus ;
 - Isthme très large (pas moins de 1mm) ;
 - Angles internes arrondis ;
 - Fond de cavité principale plat ;
 - Bords occlusaux qui ne coïncident pas avec les points de contacts occlusaux ;
 - Bords faisant un angle cavosuperficiel de 90°.
- Prise d'empreinte avec soit des hydrocolloïdes ou des silicones (les silicones par addition sont privilégiés) ;
- Obturation provisoire avec un inlay en résine composite photopolymérisable, réalisé immédiatement sur fauteuil et scellé avec un ciment sans eugénol ;
- Prise de teinte ;
- Essayage :

- Anesthésie et retrait de l'obturation provisoire ;
 - Nettoyage de la dent avec une pâte à polir ou une pierre ponce ;
 - Vérification de la teinte ;
 - Mise en place de la digue ;
 - Insertion de l'inlay avec un instrument spécial l'Accu-Placer ;
 - Contrôle des bords marginaux, de l'adaptation, des contacts proximaux et des interférences.
- Collage sur une dent parfaitement sèche, exempte de trace de pâte à essai ou de scellement provisoire, avec un ciment résine dual ;
- Finitions, réglages occlusaux, et polissage avec des fraises à grains très fines.



Figure 55 INLAY en céramique

V- Les reconstitutions corono-radicaux :

Le résultat esthétique reste peu satisfaisant lorsqu'on place une reconstitution corono radicaux sous une restauration céramo-céramique, cela est probablement dû à la réflexion et à la faible transmission de la lumière (de la partie coronaire de la dent vers la partie radicaux et donc vers les tissus parodontaux environnants)(20).

Afin de pallier à cette problématique, le matériau utilisé doit transmettre et réfracter la lumière d'une manière très semblable à une dent naturelle, les matériaux les plus appropriés pour cela sont :

- La céramique coulée (IPS Empress, Ivoclar) ou usinée (la céramique Celay : Vita avec la machine Mikrona) ;
- La zircone (Cosmopost, Ivoclar) ;
- La fibre de verre (POSTEC, Ivoclar) ;

- Les tenons en Zirconie avec faux moignons en céramique coulée assurent une meilleure transmission de la lumière.

1- Les indications des RCR céramisées :

Les tenons céramo-céramiques sont recommandés dans le cas de restauration unitaire au niveau du secteur antérieur et dans le cas de substance dentinaire coronaire suffisante (collier circonférentiel d'au moins 2mm de hauteur enserré par la couronne).

2- Les inconvénients des RCR céramisées :

- Les tenons en Zirconie, du fait de leur rigidité, ne sont pas recommandés chez les patients présentant des forces para-fonctionnelles.
- D'après une étude In vitro, la forme cylindrique d'un tenon céramique, sous un test de fatigue, compromet l'adaptation de ce dernier à la dentine lors des différentes contraintes en raison de sa rigidité, ce qui expose à un risque de fracture radiculaire non négligeable.

Chapitre IV :

Collage et scellement

C'est une étape phare dans le procédé d'une reconstitution céramo-céramique ; puisqu'elle conditionne la pérennité de cette reconstitution, ou plus exactement, de ce traitement prothétique.

Plus d'un quart des échecs résultent d'une défaillance d'assemblage, qui à son tour est à l'origine d'une reprise carieuse ou d'une perte de rétention.

I- Les matériaux d'assemblage :

Il n'existe malheureusement aucun matériau idéal qui convient à toute situation clinique, mais une panoplie de matériaux, qui en fonction du cas clinique, peuvent s'avérer plus fiables que d'autres(27).

Le praticien a le choix entre trois méthodes d'assemblage :

- Scellement conventionnel :

A base de ciments à phosphate de zinc (Crown and Bridges de Tray ; Zinc Ciment Improved SS White...).



Figure 56 Zinc Ciment Improved SS White liquid

- Scellement adhésif :

A base de ciment verre ionomères, dont deux catégories :

Figure 57 Vivaglass®CEM



- Ciment verre ionomères conventionnels (CVI) : la prise se fait par une réaction acido-basique (Ketac-Cem® ; Vivaglass-Cem® ; Vivadent...).
- Ciment verre ionomères modifié par adjonction de résine (CVIMAR) : la prise se fait par une réaction acido-basique à laquelle se rajoute une réaction de polymérisation de type radicalaire (Fuji Plus® ; Relxy Luting Cement 3®...).

- **Collage :**

Se fait avec :

- Les composites de collage chémopolymérisables uniquement qui contiennent la molécule MDP (Panavia® ; Kuvaray®), ou la résine 4-Méthacrylate (Superbond® ; Sun Médical)(20).
- Les ciments résines : c'est des composites chémopolymérisables ou photopolymérisables ou dual (Variolink® ; Vivadent ; Calibra® ; Dentsply...).



Figure 58 Variolink® Esthetic

1- Critères de choix des matériaux d'assemblage :

Le choix généralement se fait selon la situation clinique présente, mais dans tous les cas deux grands principes sont assurés par ce choix :

- Assurer l'herméticité de la jonction dento-prothétique ; tenant compte les multiples agressions que le joint dento-prothétique subi.
- Participer à la rétention.

Six paramètres cliniques conduisent au choix du mode d'assemblage(20) :

1- Situation de la limite prothétique :

Cette situation désigne la position de la limite cervicale par rapport au parodonte marginal.

Dans ce cas, deux cas de figure sont admissibles :

- Limite intrasulculaire :

Le premier obstacle à reconnaître, dans cette situation, est la présence d'humidité (fluide gingival) ; donc, il faut s'orienter vers les matériaux dont la prise initiale n'est pas conditionnée par une absence totale d'humidité.

Seules les réactions de prise des ciments au phosphate de zinc et des CVIMAR peuvent supporter cette utilisation intrasulculaire.

Les CVI conventionnels sont contre-indiqués en raison de :

- Leur sensibilité au contact hydrique précoce, spécifiquement lors de la prise initiale.
- La nécessité d'une mise en place d'une protection longue durée, compte tenu que les CVI sont sensibles également aux variations hydriques dans le temps.

Le collage, aussi à son tour, est contre-indiqué car :

- Il nécessite une isolation du substrat à coller vis-à-vis toute source d'humidité.
- La polymérisation du joint de collage doit se faire à l'abri de l'oxygène ; donc, un excès de ciment résine doit être laissé en place pour empêcher l'oxygène d'accéder à cette limite : une technique difficile à réaliser et à contrôler dans les conditions intrasulculaires.
- L'élimination des excès et le polissage du joint sont très délicats surtout dans les zones interproximales, ce qui à la longue, peut causer et entretenir des lésions parodontales.
- **Limite supra-gingivale ou juxta-gingivale :**

Dans ce cas-là, l'utilisation des trois modes de jonction peut être entreprise, car l'isolation des sources d'humidité est facilement maîtrisable.

Le choix va dépendre des autres paramètres complémentaires suivants.

2- Valeur de la rétention de la préparation :

Lorsque la rétention mécanique est jugée relativement insuffisante, il est recommandé de :

- Utiliser les CVIMAR pour les limites intrasulculaires, car en plus de leur rétention mécanique, ils possèdent des capacités d'adhésion aux tissus dentaires.
- Utiliser les CVI conventionnels, les CVIMAR, ou les colles pour les limites juxta-gingivales et supra-gingivales.

Plus le mode d'assemblage participe à la rétention, plus sa mise en œuvre est rigoureuse.

3- Nombre de piliers de la reconstitution prothétique :

Le nombre de piliers de la reconstitution conditionne, dans certains cas, le choix du mode d'assemblage :

- Pour un maximum de trois piliers, tous les modes d'assemblage peuvent être utilisés.
- Pour plus de trois piliers, l'allongement du temps de travail du matériau d'assemblage et la facilité de sa mise en œuvre deviennent des critères décisionnels.

Pour les ciments en oxyde de zinc, le temps de travail est facilement modifiable (plaque en verre et liquide froid, incorporation d'une petite quantité de poudre ou de liquide).

Le temps de prise des CVI est long, mais le passage à la phase plastique est rapide ; ce qui rend leur mise en œuvre délicate surtout dans les restaurations étendues.

Le collage n'est pas contre-indiqué ; mais sa mise en œuvre aussi longue que fastidieuse ne le place pas au sommet des modes d'assemblage.

4- Matériaux utilisés :

En ce qui concerne les couronnes tout céramiques, le collage est accrédité comme étant le mode d'assemblage le plus approprié.

En effet, le collage, par ses qualités adhésives, améliore les propriétés mécaniques des couronnes céramiques en absorbant les contraintes (résistance à la fracture).

Pour améliorer la liaison entre le composite de collage et la céramique, un traitement de l'intrados des couronnes doit être entrepris :

- Pour les céramiques à base d'oxyde de silicium (IPS EMPRESS®), présentant une phase vitreuse, un mordantage à l'acide fluorhydrique et un dépôt de silane est nécessaire.
- Pour les céramiques à base de zircone ou d'alumine (IN-CERAM®, Procera®), un sablage et une application d'un silane par des méthodes de type Rocatec® (3M-ESPE) semblent être efficaces. Cependant, le scellement reste indiqué pour ces systèmes.

5- Esthétique :

Ce paramètre est surtout important dans le cas de couronnes tout céramiques du secteur antérieur.

Uniquement certaines colles confèrent un choix de teintes et de pâte d'essai. Pour les reconstitutions dont l'épaisseur de la céramique ne dépasse pas 1mm, l'utilisation de ces colles est indiquée, puisqu'elles influencent la teinte finale de la restauration.

Les restaurations dont l'épaisseur de la céramique est d'ordre de 1.5mm ou plus, n'ont pas besoin d'une colle d'une certaine teinte, puisque cette dernière n'influence pas du tout le résultat final, ni le moignon sous-jacent en l'occurrence.

La teinte du ciment résine est essentiellement importante pour la visibilité du joint dento-prothétique, surtout quand les limites cervicales sont juxta-gingivale ou supra-gingivale.

Dans ce cas, les ciments duaux chémozpolymérisables sont plus sûrs, car la photopolymérisation peut être insuffisante sous l'épaisseur de la céramique.

Dans le cas des limites intrasulculaires, les CVIMAR assurent le mode d'assemblage.

6- Préconisation du fabricant :

Ci-dessous, sont les préconisations d'utilisation du collage et/ou du scellement suivant les principaux procédés céramo-céramiques :

Tableau 14 Préconisation d'utilisation du collage et/ou du scellement selon les principaux procédés céramo-céramiques

Le procédé	Les préconisations
IPS EMPRESS 2®	<ul style="list-style-type: none"> - Les restaurations céramiques maquillées, sont collées avec un composite colle dont la consistance et la gamme chromatique s'adaptent parfaitement aux exigences esthétiques (Variolink II, Ivoclar). - Les restaurations céramiques stratifiées, sont scellées avec un CVIMAR.
IN-CERAM®	<ul style="list-style-type: none"> - Le scellement des couronnes IN-CERAM® est préconisé avec un CVIMAR. - Le protocole consiste en l'application d'une couche de CVI contenant de l'acide polyacrylique dans l'intrados de la couronne et sur le moignon, ce qui augmente la mouillabilité du ciment à venir. - Pour les limites supra-gingivales, le choix se porte sur les colles. - Le collage est surtout indiqué dans le cas des facettes.
Procera®	<ul style="list-style-type: none"> - Nobel Biocare recommande des CVIMAR. - Suivant le choix du praticien et des conditions cliniques, l'assemblage se fait par technique conventionnelle ou par technique adhésive.

2- Procédure clinique :**1- Le scellement :**

Le scellement est réalisé en plusieurs étapes :

- Sablage de l'intrados de la couronne avec de l'oxyde d'aluminium 50 microns.
- Nettoyage de l'intrados de la couronne avec de l'acétone ou de l'alcool.
 - Pour les procédés IN-CERAM®, une couche d'acide polyacrylique est mise à l'intrados de la couronne, et est laissée en place pendant une minute ; ça sert à optimiser l'adhérence du verre ionomères sur la chape d'alumine.
- Nettoyage du moignon avec une solution de chlorhexidine ou eau oxygénée à 10 volumes si la dent est pulpée ; et à l'alcool si la dent est dépulpée.
- Rinçage et séchage du moignon.
 - Certains ciments verre ionomères possèdent des conditionneurs, qu'il faut appliquer sur le moignon pendant 30 secondes, ensuite ils sont rincés et le moignon est séché avec une boulette de coton ou une seringue à air. Il faut, cependant laisser un certain taux d'humidité (les meilleurs résultats sont obtenus sur une surface de préparation humide ou dite brillante).
- Préparation du ciment :
 - Un ratio standard de poudre / liquide de 2.0g/1.0g est utilisé (soit une grande cuillère de poudre pour 3 gouttes de liquide, ou une petite cuillère de poudre pour une goutte de liquide).
 - Le liquide et la poudre sont incorporés petit à petit, pendant 20 secondes en éliminant les bulles d'air.
- Le ciment est appliqué sur l'intrados de la couronne, qui est mis en place sur le moignon.
- Les excès sont éliminés à la phase de gélification.
- Le joint dento-prothétique est ensuite poli avec une cupule en caoutchouc et une pâte à polir.
 - Pour les limites intrasulculaires, les ciments à base de phosphate de zinc et les CVIMAR sont indiqués.

2- Le collage :

Le collage est réalisé en trois principales étapes :

2-1- Préparation de la surface de la céramique :

- Microclavetage mécanique, mordantage à l'acide fluorhydrique :
 - Application de l'acide fluorhydrique à 10% dans l'intrados de la restauration pendant 90 secondes.

- Rinçage de l'intrados de la restauration.
 - La restauration est placée dans un bac à ultrasons contenant de l'eau distillée et de l'alcool 95% ou de l'acétone pendant 4 à 5 minutes.
 - Pour les céramiques alumineuses, ou céramiques alumine-zircone : un traitement complémentaire par frittage de particules de silice se voit nécessaire.
- Couplage chimique, silanisation :
- Une adhésion chimique entre la céramique et l'agent de collage est garantie par la pose d'un silane organo-fonctionnel, ou dit molécule de couplage.
 - L'application de ce silane rend la surface de la céramique hydrophobe d'une part, donc protégée d'une dégradation hydrique ; et d'autre part, organophile, ce qui facilite le mouillage par la résine.
 - Le silane doit être non actif, présenté sous forme de deux flacons séparés ; un silane préactif se précipite dans la solution.
 - Un silane actif est appliqué en deux à trois couches sur la surface céramique mordancée, et un traitement thermique : d'une minute à 100°C de chaleur sèche ou de deux minutes sous un sèche-cheveux permet de promouvoir l'effet promoteur du silane.
 - Pour les céramiques polycristallines, se fait directement après microsablage de ces surfaces.
- Application de l'adhésif et du composite de collage :
- Une couche homogène de résine adhésive est appliquée sur l'intrados de l'élément en céramique, et ce dernier est conservé à l'abri de la lumière pendant la préparation de la surface dentaire.

2-2- Préparation de la surface dentaire :

Elle peut différer selon la situation clinique qui se présente :

- Pose de digue.
- Collage amélaire : on commence par un mordantage avec de l'acide phosphorique à 37% pendant 30 secondes, on rince et on sèche bien la surface qui sera ensuite déshydratée à l'aide d'une goutte d'alcool déposée et non brossée.
- Collage amélo-dentinaire : l'application se fait en deux temps, d'abord juste après la préparation dentaire un adhésif est appliqué et est polymérisé (assurance du collage, protection du complexe dentino-pulpaire) ; ensuite cet adhésif est éliminé par une poudre abrasive, enfin une seconde couche est appliquée sans polymérisation.

2-3- Mise en place de l'élément en céramique :

- Appliquer sur la dent une couche d'adhésif, affinée par un doux jet d'air.

- Conserver le champ opératoire à l'abri de la lumière du scialytique pour éviter une polymérisation précoce.
- Glisser la restauration lentement le long de son axe d'insertion en appliquant une pression digitale.
- Eliminer les excès du composite avec la pointe d'une sonde humectée de résine adhésive, au bord cervical.
- Alternner la pression digitale et l'élimination du composite de collage.
- Retirer les coins et les matrices interdentaires, les derniers excès sont éliminés avec un pinceau sec.
- Photopolymériser la restauration sur toutes les faces.
- Eliminer les excès de l'adhésif et de la résine composite polymérisée avec une lame de bistouri ou une curette.

Partie Pratique

Cas cliniques

I- Cas cliniques :

Il s'agit de la patiente O.O âgée de 36 ans qui s'est présentée à notre consultation au service



Figure 59 La patiente O.O au sourire

de prothèse pour une reconstitution céramo-céramique antérieure.

1- Examen clinique :

1-1- Interrogatoire :

- Nom et prénom : O.O
- Age : 36 ans
- Sexe : femme
- Fonction : infirmière
- Situation familiale : mariée
- Adresse : Tizi-Ouzou

1-2- Anamnèse locale :

- Motif de consultation : esthétique
- Histoire de la maladie : caries distales et mésiales sur la 11 – 12 – 21 – 22 qui ont récidivé à plusieurs reprises ; et ont abouti à des reconstitutions corono-radicaux sur la 12 – 21 – 22. Le rendu esthétique est médiocre ne satisfaisant pas les espérances de la patiente.

1-3- Anamnèse générale :

- Etat actuel du patient : bon
- ATCD généraux : R.A.S
- Médication en cours : aucune

- Notion alcoolo-tabagique : absente

1-4- Examen exo-buccal :

- **Inspection :**

- Symétrie du visage : le visage est symétrique par rapport à la ligne sagittale médiane
- Egalité des trois étages de la face : les trois étages de la face sont égaux
- Coloration des téguments : physiologique

- **Palpation :**

- Aires ganglionnaires : R.A.S
- Muscles masticateurs : isotoniques
- Articulations temporo-mandibulaires : R.A.S

1-5- Examen intermédiaire :

- Chemin d'ouverture buccal : droit
- Amplitude de l'ouverture buccale : trois doigts et demi de la patiente

1-6- Examen endo-buccal :

- Haleine : absence d'halitose
- Hygiène bucco-dentaire : bonne
- Formule dentaire : 26
- Indice CAO : C= 1 ; A= 2 ; O= 12 CAO=15
- Malpositions dentaires :
 - Rotation vestibulo-mésiale marginale de la 42
 - Rotation vestibulo-distale marginale de la 32
- Mobilités dentaires : R.A.S



Figure 60 Examen endo-buccal

- Etat parodontal : absence de signes d'inflammation et de maladies parodontales.

1-6-1- Examen de l'occlusion :

- **Occlusion statique :**

Tableau 15 Examen de l'occlusion statique chez la patiente O.O

	Incisive	Canine	Molaire
Sens sagittal	Over-jet = 1,5mm	Classe I	Absence de la 26 - 46
Sens vertical	Over-bite = 3mm	La canine supérieure circonscrit la canine inférieure	Absence de la 26 - 46
Sens transversal	Déviations du point inter-incisif supérieur vers la droite	La canine supérieure recouvre la canine inférieure	Absence de la 26 - 46



Figure 61 Examen de l'occlusion statique chez la patiente O.O

- **Occlusion dynamique :**

Tableau 16 Examen de l'occlusion dynamique chez la patiente O.O

Côté travaillant		Côté non travaillant		
Propulsion	Rapport de 2/3 avec exclusion de la 42 du mouvement. Présence d'interférence travaillante		Désocclusion totale est immédiate des dents postérieures	
Diduction	Côté droit	Côté gauche	Côté droit	Côté gauche
	Fonction groupe	Désocclusion totale et immédiate	Désocclusion totale et immédiate	Fonction groupe



Figure 63 Examen de l'occlusion dynamique de la patiente O.O du côté droit



Figure 62 Examen de l'occlusion dynamique de la patiente O.O du côté gauche

1-7- Examen complémentaire :- **Orthopantomogramme :**

- On a observé des reconstitutions corono-radicairees vissées sur la 12 – 21 – 22
- On a noté une récurrence de carie sous les composites de la 11
- Les traitements endodontiques de la 12 – 21 – 22 sont manquants ; une orientation à un spécialiste en endodontie a été faite afin d'évaluer la qualité des traitements endodontiques présents, et décider de la nécessité ou non d'envisager un retraitement endodontique. Vu que les dents concernées restent asymptomatiques et que les traitements endodontiques remontent à plus de trois ans ; l'endodontiste a privilégié l'abstention du retraitement.



Figure 65 Empreinte préliminaire supérieure à l'alginate



Figure 64 Empreinte préliminaire inférieure à l'alginate

1-8- Souhaits de la patiente :

La patiente souhaite retrouver un beau sourire qui se rapproche le plus possible du naturel.

2- Diagnostic :

Dents dépulpées avec dyschromies liées à l'infiltration des restaurations au composite, et aux reconstitutions corono-radiculaires vissées sous-jacentes.

3- Traitement :

Quatre couronnes céramo-céramiques (zircone) sur la 11 – 12 – 21 – 22.

4- Démarche thérapeutique :

- Prise d'empreinte préliminaires supérieure et inférieure à l'alginate.
- Préparation de modèles de travail en plâtre extra-dur.



Figure 66 Coulée des empreintes préliminaires

- Envoi des modèles en plâtre au laboratoire pour la préparation du bridge provisoire.
- Préparation des couronnes des dents 11 – 12 – 21 – 22 ; selon la technique conventionnelle (voir III-1 Dent antérieure).

- Les fraises utilisées sont :
 - Fraise cylindrique diamantée à bout arrondi.
 - Fraise conique diamantée fine à bout arrondi.
 - Fraise roue diamantée.
 - Le type de limite cervicale choisi est l'épaulement à angle interne arrondi.



Figure 68 Préparation finie des dents 11 - 12 - 21 - 22 (vue frontale)



Figure 67 Préparation finie des dents 11 - 12 - 21 - 22 (vue palatine)

- Vérification à l'aide du guide de réduction que les préparations sont homothétiques.



Prise d’empreinte maxillaire avec la technique double mélange simultanée en utilisant un silicone lourd et un silicone léger.



Figure 70 Empreinte maxillaire avec la technique double mélange

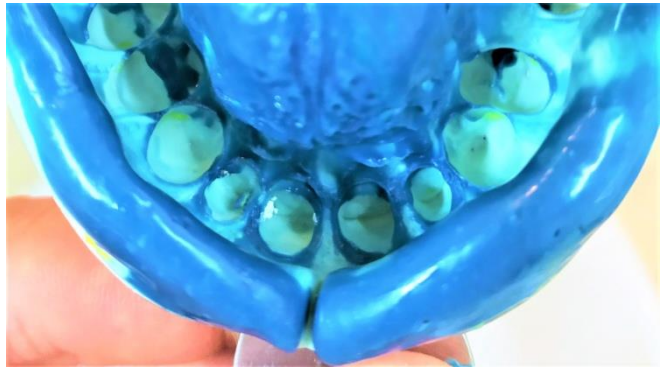


Figure 69 Les limites cervicales de la préparation reproduites fidèlement sur l’empreinte

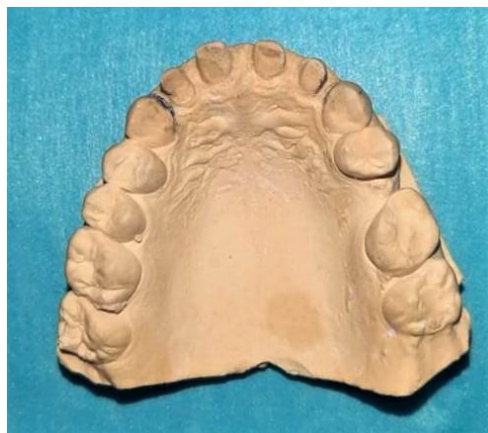


Figure 71 Modèle en plâtre des préparations

- Choix de la teinte des couronnes céramo-céramiques à l'aide du teintier Vita®, Le choix se porte sur la teinte B2.
- Scellement du bridge provisoire.



Figure 72 Scellement du bridge provisoire

- Envoi de l’empreinte au laboratoire pour la confection des couronnes céramo-céramiques définitives.
- Réception des couronnes céramo-céramiques définitives.

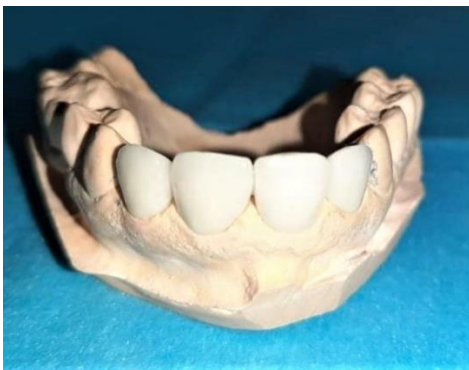


Figure 74 Couronnes céramo-céramiques



Figure 73 Couronnes céramo-céramiques (vue palatine)

- Essayage des couronnes céramo-céramiques en bouche.



Figure 75 Essayage des couronnes céramo-céramiques en bouche

- Collage des couronnes céramo-céramiques (zircone).



Figure 76 Collage des couronnes céramo-céramiques

- Livraison des quatre couronnes céramo-céramiques (zircone) et satisfaction de la patiente.

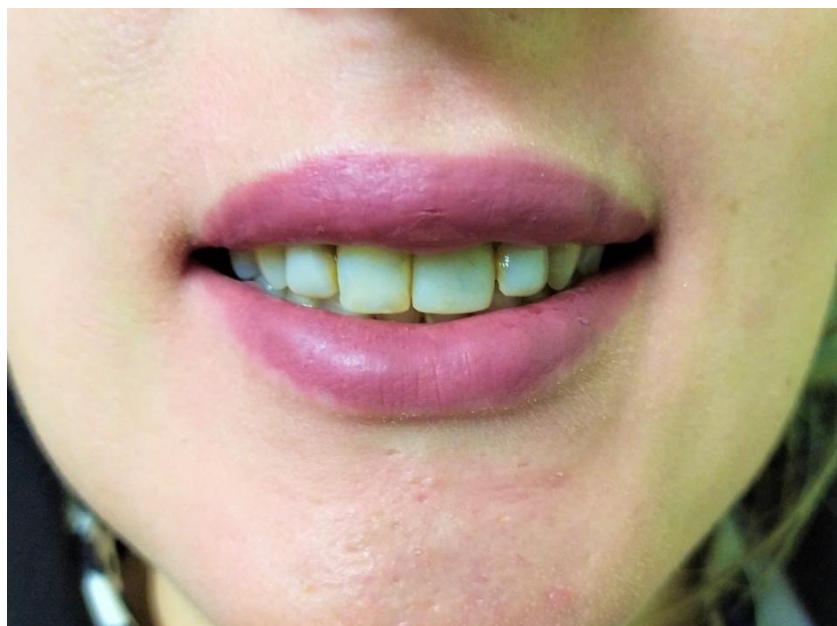


Figure 77 Avant restaurations céramo-céramiques



Figure 78 Après restaurations céramo-céramiques

D'autres cas cliniques ont été programmés au cours de l'année ; malheureusement la survenue de la pandémie mondiale Sars-Cov-2 nous a empêché de continuer nos travaux cliniques.

Pour la protection des patients, des praticiens, et des fonctionnaires de santé ; l'arrêt des stages pratiques a été proclamé.

Conclusion

Conclusion

Les restaurations céramo-céramiques ont fait leurs preuves ; que ça soit en termes d'esthétiques, et de biocompatibilité. D'autre part, leurs propriétés mécaniques ont connu d'étonnants progrès, ce qui a mené au développement de nombreux systèmes, notamment la CFAO qui est encore en phase d'évolution.

En outre, l'évolution des polymères de collage et la maîtrise des techniques d'assemblage ont permis d'élargir leurs champs d'indications.

Toutefois, il n'existe pas de prothèse tout céramique qui puisse répondre à tous les critères cliniques exigés ; les céramiques très dures, résistant à la fracture, ont une transparence limitée, et les céramiques aux meilleures translucidités restent délicates. C'est pour cela que les indications cliniques se basent sur les différentes propriétés de chaque système.

Cependant, le recours aux procédés céramo-céramiques reste encore limité, du fait des contraintes économiques qu'ils présentent ; ajouté à cela, l'habitude du praticien à ne pas les proposer en première intention, constitue un véritable frein au développement du « tout céramique ».

C'est donc en changeant certains facteurs, en se tournant vers une dentisterie moderne et non élitiste, que les procédés céramo-céramiques seront une réelle alternative aux reconstitutions céramo-métalliques.

Néanmoins, la restauration céramo-métallique n'est pas bannie pour autant de l'arsenal thérapeutique. En effet, sa résistance sans faille, notamment au niveau des secteurs postérieurs et son coût économique relativement bas font qu'elle trouve encore sa place aujourd'hui dans les traitements prothétiques.

Bibliographie

1. Dossier ADF. Les céramo-céramiques [Internet]. 2e édition. ADF D, editor. 2011. 62 p. Available from: www.adf.asso.fr
2. Vassal A, Azmi O. Les céramiques. *Orthod Fr.* 2009;80(1):33–46.
3. Yves Samama, Lionel Coudray JD. Les couronnes céramo-céramiques. ID. 2010;
4. Drouard-Haelewyn C. Le point sur les COURONNES CERAMO-CERAMIQUES. *Prat Medicale Chir l'Animal Cie.* 1999;34(SUPPL. 3):363–9.
5. Godfroy J, Sorel O, Ravalec X, Lejeune S, Olivier S, Marie-charlotte M, et al. Céramo-métalliques ou céramiques : influence sur le taux de fractures . 2018;
6. RECONSTRUCTION DU SECTEUR ANTERIEUR PAR PROCEDES CERAMO-CERAMIQUES : DONNEES ACTUELLES.
7. Minist P, Sup E, Universit RS, Facult A, Nour B, Houda EL, et al. La zircone en prothèse dentaire. 2015;
8. Couronnes tout céramique :
9. La zircone.
10. Catalogue de Prothèse dentaire.
11. Isgrò G, Kleverlaan CJ, Wang H, Feilzer AJ. Thermal dimensional behavior of dental ceramics. *Biomaterials.* 2004;25(12):2447–53.
12. Margossian P, Laborde G. Restaurations céramocéramiques. 2007. 1–9 p.
13. Drouard-Haelewyn C. Le point sur les céramo-céramique. *Prat Medicale Chir l'Animal Cie.* 1999;34(SUPPL. 3):363–9.
14. Liquids ZC, Cad IPSE, Ips B. Sommaire.
15. Nationale C. REHABILITATION PROTHETIQUE ESTHETIQUE CERAMO-CERAMIQUE DU SECTEUR ANTERIEUR. 2009.
16. Conreaux C. La liaison céramo-céramique tiendra-t-elle ses promesses ? Céline Conreaux To. 2018.
17. Algerienne R, Et D. Etude des propriétés physiques et mécaniques de la vitrocéramique dentaire utilisant le système IPS Empress 2. 2010;
18. Paschel L. Intégration esthétique des restaurations céramiques : 2018;
19. Carrère A. Apport des blocs de céramique hybride Enamic ® Vita TM dans une réhabilitation totale chez un bruxomane sévère : présentation d ' un cas clinique Axelle Carrère To cite this version : HAL Id : dumas-01250411 Apport des blocs de céramique hybride Enamic ® V. 2016;
20. MARIN T. Approche biomécanique du choix des céramiques dans les reconstitutions partielles et unitaires collées. 2018;2–133.
21. Dentaires R, Ceramique I. PROTHESES DENTAIRES A INFRASTRUCTURE CERAMIQUE Service. :1–44.

22. Unificado C. Vita 90 years.
23. Malau C. CFAO et céramo-céramiques usinables, mise en œuvre clinique. 2016;
24. [Http://www.excel-dental.com/product/6/](http://www.excel-dental.com/product/6/). Procera systeme.
25. Kessler JC, Probst RT, Wiebelt FJ, Willoughby JE. Préparation clinique prothèse fixe.
26. L'inlay-core.
27. 10 C, Plan D U. Prothèse fixée. In 2011.

La couronne céramo-céramique, apparue en 1964 grâce à la couronne « Jacket » de Mac Lean, est un type de restauration en perpétuelle évolution dans le milieu de la dentisterie. Ses avancées en font un procédé fiable. Il est aujourd'hui possible de recréer des restaurations qui redonnent l'illusion du naturel pour tendre vers la biomimétique ; c'est-à-dire des éléments prothétiques dont les caractéristiques mécaniques et esthétiques sont très proches des tissus perdus qu'ils remplacent. Ce mémoire présente les grandes classes de céramiques utilisées, leurs propriétés, ainsi que les différentes techniques de conception. Puis, décrit les possibilités cliniques diverses ; aussi la réalisation clinique des couronnes céramo-céramiques est détaillée, jusqu'à la pose par scellement ou par collage de ces restaurations qui est également exposée.

Mots clés : couronne céramo-céramique, restauration, biomimétique, scellement, collage

Abstract

The all-ceramic crown, which appeared in 1964 thanks to the crown "Jacket" of Mac Lean, is a type of restoration in perpetual evolution in the field of dentistry. Its advances make it a reliable process. Today, it's possible to recreate restorations that give back the illusion of naturalness in order to tend biomimetic; which means prosthetic elements whose mechanical and aesthetic characteristics are close to lost tissues. This thesis presents the main classes of ceramics used, their properties and the different design techniques. It also describes the various clinical possibilities and the clinical realization of the all-ceramic crowns is detailed, until the installation by sealing or by bonding which is also described.

Key words: crown all-ceramic, restoration, biomimetic, sealing, bonding