

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche Scientifique
Université Mouloud Mammeri
Faculté de médecine Tizi Ouzou
Département de médecine dentaire



Mémoire de fin d'études

Présenté et soutenu publiquement Le : 24 juin 2024
En vue de l'obtention du diplôme de docteur en médecine dentaire

Thème

Assemblage des restaurations prothétiques en zircone

Réalisé par :

Belkacemi Chaima
Benkeri Radhia

Daoud Abir

Aliouat Rania
Menzou Dehbia

Encadré par:

Dr. M. AININE

Membres du jury :

Dr. A. MEKKID

Dr. S. BOUBRIT

Dr. L. HANOUCHE

MAHU-Faculté de médecine UMMTO

MAHU Faculté de médecine UMMTO

MAHU-Faculté de médecine UMMTO

Présidente de jury

Examinatrice

Examinatrice

Année universitaire : 2023 / 2024

Remerciements

Tout d'abord, nous remercions ALLAH le tout puissant, le clément, le très miséricordieux de nous avoir aidé tout au long de nos années d'étude et de nous avoir donné la patience, la volonté et le courage pour arriver à ce stade.

Au terme de ce travail, nous adressons nos remerciements les plus sincères :

À notre présidente du jury : **Dr A. Mekkid**

Vous nous avez fait un grand honneur en acceptant la présidence de ce jury. Nous tenons particulièrement à vous remercier pour la qualité de votre enseignement tout au long de notre cursus, ainsi que pour tout ce que vous nous avez appris pendant la formation universitaire. Veuillez trouver ici le témoignage de notre reconnaissance et de notre profonde estime.

À notre directeur de mémoire : **Dr M. Ainine**

Nous vous remercions d'avoir guidé ce travail avec patience. Merci pour toute l'attention, l'écoute, la disponibilité, les précieux conseils et la gentillesse que vous nous avez consacrés dans la réalisation de ce projet. Que ce travail soit pour vous la preuve de la gratitude et de l'estime que nous vous témoignons.

À notre juge : **Dr S. Boubrit**

Nous vous remercions d'honorer de votre attention ce travail en acceptant d'être juge. Merci pour votre enseignement enrichissant apporté tout au long de nos études. Veuillez trouver ici le témoignage de notre estime et de notre sincère reconnaissance.

À Notre juge : **Dr L. Hanouchine**

Nous apprécions l'honneur que vous nous avez fait en acceptant de siéger au sein de ce jury. Nous vous remercions pour vos conseils et votre aide lors de nos années d'études. Puissiez-vous trouver en celui-ci le témoignage de notre gratitude et l'assurance de nos sentiments respectueux.

Nous tenons aussi à remercier l'ensemble de nos enseignants qui nous ont transmis leur savoir et leur expertise durant tout notre cursus universitaire et permis ainsi d'atteindre le niveau scientifique nécessaire pour la réalisation de ce travail.

Que toute personne ait contribué de près ou de loin à la réalisation de ce travail, soit assurée de notre profonde reconnaissance.



Dédicace

À mon papa chéri « Mustapha »

En ce moment de rédaction de mon mémoire, je ne peux m'empêcher de penser à la personne extraordinaire que tu es. Ta présence réconfortante, ton soutien indéfectible et ta sagesse infinie ont été les fondations de mon parcours académique et personnel.

En inscrivant ton nom dans ces pages, je veux te rendre hommage et te dire combien je suis reconnaissante pour tout ce que tu as fait pour moi. Ta force, ta gentillesse et ton dévouement sont pour moi une source constante d'inspiration et de motivation.

Merci pour tout ce que tu as sacrifié et donné pour moi. Que cette dédicace soit le témoignage de mon amour éternel et de ma reconnaissance infinie envers toi.

À ma chère maman « saucène »

Aujourd'hui, ma réussite est aussi la tienne, car c'est grâce à ton amour inconditionnel, ton soutien indéfectible et ta force infinie que j'ai pu franchir chaque étape de mon parcours jusqu'à cette soutenance. Tu as toujours été ma lumière dans les moments sombres, ma source de réconfort et d'encouragement. Ta présence bienveillante a été mon rocher, ma motivation et ma raison d'avancer. Avoir une maman aussi exceptionnelle que toi est un cadeau inestimable, et je suis fière de te dédier cette réussite.

Merci pour tout ce que tu es et tout ce que tu fais pour moi. Je t'aime plus que les mots ne pourraient le dire.

À mes sœurs adorées « Kahina, Wissem, Altia, Imane, Ahlem » À mon petit chou « Rayane » Je tenais à vous adresser une dédicace spéciale pour tout l'amour et les encouragements que vous m'avez apportés tout au long de mon parcours. Je suis sûre que cette réussite est aussi la vôtre. Merci du fond du cœur pour tout ce que vous êtes, je vous aime plus que tout au monde.

À ma douce grand-mère

pilier de notre famille et source infinie d'amour et de sagesse. Ton rire résonne encore dans mon cœur et tes câlins me manquent chaque jour. Merci pour tous les merveilleux moments partagés ensemble. Je t'aime plus que les mots ne pourront jamais l'exprimer.

À l'esprit bienveillant de mon cher grand-père

figure emblématique de ma vie et gardien de mes souvenirs les plus précieux. Ta sagesse et ta force continuent à m'inspirer chaque jour. Ta présence discrète mais rassurante me guide sur le chemin de la vie. Merci pour tout l'amour que tu m'as donné et pour les valeurs que tu as ancrées en moi. Ton héritage restera gravé à jamais dans mon cœur.

À ma précieuse famille Altouat et Merhouj, à mes racines profondes et enracinées dans la splendide Kabylie, je dédie avec une infinie tendresse et gratitude cette soutenance. Votre amour incommensurable, votre soutien indéfectible et votre sagesse éclairée ont été les piliers sur lesquels s'est élevée ma réussite. Chaque succès que je célèbre aujourd'hui est le fruit de l'héritage que vous m'avez transmis.

À ma précieuse Dehbia,

mon petit cœur et mon ange gardien, qui incarne la force et la douceur à la fois. Tu es bien plus qu'une compagne, tu es celle qui veille sur moi, qui me protège et me guide dans les moments sombres comme les instants de bonheur. Avec toi à mes côtés, je me sens invincible, soutenue et aimée d'une manière inconditionnelle. Merci d'être tout pour moi.

À ma chère Manel,

En ce jour si important de ma soutenance, je tiens à te dédier ce moment inoubliable. Ta présence dans ma vie a été une source de soutien inépuisable et de réconfort constant.

Ta capacité à me redonner espoir et confiance en moi, m'a permis d'aller de l'avant et de réaliser mes rêves. Tu as toujours su me pousser à donner le meilleur de moi-même, à croire en mes capacités et à ne jamais baisser les bras.

Ta force, ta générosité ont été des cadeaux précieux que j'ai eu la chance de recevoir de toi.

À mes très chères amies « Sara, Melissa R. J. Amina, Amel bibi, Dalina, Alycia, Melissa k, Meli, Chanez, Anani, Rayane »

Merci pour tous les moments passés ensemble, les crises de fous rires qu'on a eu pendant notre cursus et tous les souvenirs qu'on gardera à jamais. Merci d'être là pour moi. Je suis fière, et chanceuse d'avoir des amies aussi exceptionnelles que vous.

À toi

T'es entrée dans ma vie comme un voleur de douceur dans la nuit, dérobant mon cœur et m'enchantant de ton charme. Ta présence, ton sourire, ta gentillesse ont été le moteur de ma motivation et de ma détermination. Ce mémoire, je te le dédie en signe de gratitude pour toute la joie et l'inspiration que tu m'apportes. Malgré les hauts et les bas, ton empreinte reste gravée dans mon cœur, et cette dédicace est un témoignage de l'amour et de l'admiration que j'éprouve pour toi.

Dr boubrit merci de m'avoir défendu quand il fallait me défendre et quand je me suis sentie impuissante.

Dr Ainine merci pour votre guidance, votre soutien et votre encouragement tout au long de ce stage. Votre expertise, votre patience et votre enthousiasme m'ont permis d'apprendre et de grandir professionnellement. Je tiens à vous dire merci de m'avoir initié au monde de la prothèse dentaire et pour tout le savoir et les compétences que vous m'avez transmis.

Nos adorables assistantes du service de prothèse Hayal et Chebiri merci pour votre aide précieuse et votre soutien.

Rania

Dédicace

Merci **ALLAH** de m'avoir donné la volonté et le courage pour réaliser mon rêve.

Je dédie ce modeste travail à celle qui m'a donné la vie, à la plus belle des perles, **MAMAN** j'aimerais toujours te remercier pour tes efforts et tes sacrifices afin d'assurer mon éducation et ma formation et de faire de moi la femme que je suis devenue. Tu as toujours été pour moi la Lumière qui me guide dans les moments les plus obscurs. Je t'aime **mon adorable MAMAN**.

PAPA, aucune dédicace ne saurait exprimer mon respect, mon amour éternel et ma considération pour les sacrifices que tu as consenti pour mon instruction et mon bien être. Je te remercie pour tout le soutien et l'amour que tu me donne depuis mon enfance. Je t'aime **Mon PAPA**.

PAPA, MAMA que DIEU vous accorde santé, bonheur et longue vie afin que je puisse vous combler à mon tour. Merci d'être Mes parents.

A ma moitié, **ma sœur KHAOULA**, qui a toujours été là pour moi .Merci pour ton soutien et ton amour. Je t'aime plus que tout.

A mon frère SALAH, mon cadeau du ciel, je te souhaite une vie pleine de succès et bonheur, tu as le meilleur.

A ma nièce LOULOU, ma perle rare, je t'adore.

A Mes grands-parents Paternels, que dieu vous accorde santé et longue vie.

A la mémoire de **ma grand-mère maternelle**.

A toute ma famille: Oncles, Tantes, Cousins et Cousines.

A **Nesrin et Fairooz**, Vous êtes des soeurs que la vie m'a offertes.

A toutes mes chères copines **Radhia, Abir, Rania, Dabi**.

A ma fidèle amie d'enfance **MERIEM**

A tous **mes enseignants et professeurs** au long de mon cursus scolaire.

A tous mes amis (es) de promotion.

A tous ceux qui me sont chers

Chaima



Dédicace

Tout d'abord, je tiens à remercier DIEU qui m'a inspiré, qui m'a guidé dans le bon chemin et qui m'a donné la force et le courage de mener à bien ce modeste travail. Alhamdulillah pour tout A mes plus grands soutiens et sources d'inspiration, je dédie ce travail avec tout mon amour et ma reconnaissance infinis

A MON PERE, LE ROI (BENKERRI KHALED)

Ça été pour moi une bénédiction divine de t'avoir comme père. Aucune dédicace ne saurait exprimer ma reconnaissance et mon profond amour. Puisse Dieu vous préserver et vous procurer santé et bonheur. Vous êtes et vous resterez pour moi ma référence et la lumière qui illumine mon chemin. J'espère que vous trouvez dans ce travail un vrai témoignage de mon profond amour et éternelle reconnaissance

A MA MERE, LA REINE (BENKERRI HABIBA)

Source inépuisable de tendresse, de patience et de sacrifices. Ta prière et ta bénédiction ont été d'un grand secours tout au long de ma vie. Femme au cœur d'or, les mots me manquent pour exprimer ma profonde gratitude et reconnaissance. Puisse Allah, le tout puissant, te préserver et t'accorder santé, longue vie et Bonheur

A MON GRAND FRERE, LE PROPRIETAIRE DE LA LAMPE MAGIQUE (ALLAA EDDINE)

Ta présence constante et ton encouragement sans faille ont illuminé chaque étape de ce parcours. Merci pour ton soutien inestimable, tes conseils et pour avoir été mon inspiration pour ma réussite. Merci infiniment pour ton accompagnement

A MES SŒUR (SAFIA, SIRINE, ROUFAIDA)

Qui sont aussi mes meilleures amies, merci pour votre soutien constant, votre humour contagieux et votre présence réconfortante. Vous êtes ma source de joie et de bonheur, et je suis fière de vous avoir dans ma vie. Qu'Allah puisse renforcer les liens sacrés qui nous unissent, ce travail est le résultat de votre précieux soutien

A MA TANTE (L'HADJA MERROUCHE)

Merci pour vos encouragements et vos bénédictions, soyez rassurées de ma sincère reconnaissance

A MA GRANDE FAMILLE (BENKERRI)

Merci pour votre soutien tout au long de mon parcours. Je me réjouis de savoir que l'on a une belle et grande famille et je sais à quel point on a de la chance. J'espère de tout mon cœur, bien que les choses changent que rien ne changera. Je vous aime

A IMEN

Rien n'est plus sincère qu'une amie qui t'aime en Allah. Mon pilier dans les moments difficiles et mon partenaire de fête dans les moments de joie, merci pour votre amitié sincère, votre soutien sans faille et votre amour inconditionnel

A OUSSAMA

Merci pour ton implication et tes conseils avisés. J'aime cette façon que tu as de t'investir dans mes problématiques pour me faire avancer plus vite

A MES AMIES DE DENTAIRE

Merci pour tous ces bons moments passés à vos côtés, toutes ces soirées et ces rallyes. Un plus grand merci à : Shaima, Abir, Imene, Faiza, Nour el houda, Fatima, Baya, Hana, Chaima et Amina. Nous avons toutes bien évolué, mais je sais que même dans plusieurs années je vous compterai toujours parmi mes amies. Merci à mes binômes Chaima, Abir, Rania et Dehbia avec qui j'ai beaucoup appris. Et à tous les autres qui ont rendu ces études des plus agréables



Benkerri Radhia





Dédicace

En témoignage d'amour et d'affection, je dédie ce modeste travail avec une grande fierté

À mes parents,

Merci pour votre amour inconditionnel depuis toujours. Merci pour m'avoir poussée et accompagnée durant tout mon parcours scolaire.

C'est grâce à vous que j'en suis là aujourd'hui. Votre soutien et vos valeurs m'ont permis d'être celle que je suis.

Je n'aurai jamais assez de mots pour exprimer combien je vous aime, et à quel point je vous suis reconnaissante pour tout ce que vous m'avez apporté dans ma vie, et pour tout ce que vous faites encore au quotidien. J'espère vous rendre fière en vous dédiant ce travail, la consécration de ces 6 ans d'étude.

À mes frères et sœurs,

Merci pour votre soutien et tous les beaux moments partagés en famille. Votre présence a rendu ces années parfois compliquées bien plus faciles à digérer.

À mes grands-parents, mes tantes, mes oncles, mes cousins et mes cousines,

Merci pour vos encouragements et votre amour qui m'ont portés vers cet accomplissement.

Un hommage éternel, à tous les enseignants qui m'ont encadré et qui ont contribué à ma réussite depuis mes premières années d'études jusqu'à aujourd'hui. Merci pour tout le savoir et les compétences que vous m'avez transmis.

À mes chères amis de l'enfance, du Primaire, CEM et Lycée,

Vous avez tous, à votre manière, marqué mon parcours de vos rires, de vos encouragements et de votre amitié sincère. Ce mémoire est dédié à vous, pour les souvenirs inoubliables et les moments partagés qui ont façonné la personne que je suis aujourd'hui. Merci d'avoir été là, pour les bons comme pour les mauvais jours, et d'avoir enrichi ma vie de votre présence précieuse.

À mes amies rencontrées sur les bancs de la fac, avec qui j'ai partagé les meilleurs et les moments les plus agréables tout au long de mon parcours universitaire, merci pour tout ce qu'on a vécu ensemble.

Je tiens à exprimer ma profonde gratitude à tous les membres de mon groupe de mémoire pour leur dévouement, leur collaboration et leur soutien inconditionnel tout au long de cette aventure académique. Travailler avec chacune de vous a été une expérience extrêmement enrichissante et agréable. Ensemble, nous avons non seulement atteint nos objectifs académiques, mais nous avons également appris et grandi en tant qu'équipe. Merci à chacune de vous pour votre engagement et votre collaboration sans faille.

Enfin,

Je remercie toutes les personnes qui, de près ou de loin, ont contribué à la réussite de ce projet. Votre aide et votre soutien ont été déterminants pour mener à bien ce travail.

Abir





Dédicace

Avec l'expression de ma reconnaissance et ma gratitude, je dédie ce modeste travail à :

A ma mère, ma source de motivation et mon modèle dans la vie. Je suis très fière de ton parcours et très admiratrice de ta douceur et ta bienveillance envers les autres. Tes pleine d'espoir pour changer ce monde, alors j'espère du plus profond de mon cœur que tu atteindras tes objectifs.

A mon père, on dit que je suis la fille à son papa et ce n'est pas faux. De loin tu paraîs très dur mais au fond tu es d'une gentillesse extrême. Tes un exemple de dévouement et d'intelligence. Je sais que la vie n'as pas été tendre avec toi et j'espère que tu trouveras la paix.

A mon frère, avec toi c'est les montagnes russes. On a toujours été chat et chien et on le restera pour toujours. Mais, sache que je t'apporte tous mon soutien et que je te souhaite de réussir dans ta vie. Excuse mon caractère parfois dur et mon manque d'expression et d'affection mais tu sais qu'on plus profond de moi je t'aime.

A Zizi et Yemma Tiha, mes deuxième parents, ma deuxième famille qui ont fait de mon enfance une agréable expérience remplie de beaux souvenirs et qui m'ont apporté beaucoup d'amour et d'affection.

A la mémoire de mes grands-parents Amar et Mahmoud paix à leurs âmes et à mes grands-mères Dahbia et Makoukou que dieux vous garde et vous protège.

A toute la famille Menzou, Tizaoui, Benhamla.

A tous le royaume d'Ath Abbas, dont l'histoire me rend si fière.

A Manel, My Soulmate, celle qui m'a redonner espoir en amitié.

A Rania, My Sunshine, celle qui a su faire fondre mon coeur.

A mes amis Mourad, Beckam et Missi, merci de faire partie de ma vie depuis tous ce temps.

A toutes ces belles découvertes tous au long de cette longue aventure, Dalina, Mellissa, Amina, Mélissa R.J, Amel, Hanna, Sara, Melli, Amani, Chanez.

A la faculté de médecine de Tizi Ouzou et à tous le personnel de la clinique dentaire CHU Nédir Mohammed.

A tous ces misérables qui n'ont pas cru en moi.

Et enfin, je dédie ce travail pour Bouba la petite fille en moi et la jeune fille que je suis aujourd'hui et à la future femme que je serai plus tard.



Dehbia

Table des matières

Liste des abréviations	
Liste des tableaux	
Liste des figures	
Introduction	1
Chapitre I. La zircone	2
I.1 Rappel sur les céramiques dentaires	2
I.1.1 Définition	2
I.1.2 La nouvelle classification des céramiques dentaires	2
I.1.2.1 Les vitrocéramique	2
I.1.2.2 Les céramiques feldspathiques	3
I.1.2.3 Les céramiques infiltrées	3
I.1.2.4 Les céramiques polycristallines	3
I.2 La zircone	4
I.2.1 Historique et origine	4
I.2.2 Microstructure cristallographique	6
I.2.2.1 Les différentes microstructures	6
I.2.2.2 La transformation de phases	7
I.3 La fabrication de la zircone utilisée en odontologie	7
I.3.1 Synthèse de poudre de zircone	7
I.3.1.1 Synthèse de l'oxyde de zirconium (la zircone)	7
I.3.1.1.1 La purification chimique	8
I.3.1.1.2 La purification plasma	8

I.3.1.2	Synthèse de Chlorure d'yttrium.....	9
I.3.1.3	Préparation des poudres de zircone commerciales	9
I.3.2	Préparation de la poudre et pré-frittage	9
I.3.2.1	La mise en forme	9
I.3.2.2	Le pré-frittage:	10
I.3.2.3	Le frittage	10
I.4	Formes commerciales	11
I.4.1	Poudres pour la stratification.....	11
I.4.2	Les blocs.....	11
I.5	Les différents types de zircone	12
I.5.1	La zircone pure	12
I.5.2	La zircone frittée YTZP HIP	12
I.5.3	La zircone préfrittée de type YTZP.....	12
I.5.4	La zircone pressée isostatiquement puis usinée non frittée.....	13
I.5.5	La zircone utilisée comme additif (zircone infiltrée).....	14
I.5.6	La zircone multiphasique dérivée de polymères	14
I.5.7	Comparaison des variétés de zircone	15
I.6	Propriétés de la zircone	15
I.6.1	Les propriétés mécaniques	15
I.6.1.1	La dureté	15
I.6.1.2	La résistance à la compression.....	15
I.6.1.3	La résistance à la flexion.....	16
I.6.1.4	La ténacité	16
I.6.1.5	Le module d'élasticité.....	17
I.6.1.6	La résistance à la fatigue.....	18
I.6.2	Propriétés physico-chimiques.....	19

I.6.2.1	Les propriétés électriques.....	19
I.6.2.2	Les propriétés thermiques	19
I.6.2.3	La mouillabilité.....	19
I.6.2.4	La propriété chimique	19
I.6.3	Les propriétés biologiques	20
I.6.3.1	La biocompatibilité	20
I.6.3.2	Le respect du parodonte	20
I.6.3.3	Les propriétés carcinogènes	21
I.6.3.4	La radioactivité	21
I.6.4	Les propriétés optiques et esthétiques	21
I.6.5	Les propriétés radiologiques	22
I.6.6	Le vieillissement en milieu biologique	22
I.6.6.1	La dégradation à basse température	22
I.6.6.2	La salive et le pH	23
I.7	Les différentes générations de zircone Y-TZP.....	23
I.7.1	La première génération.....	23
I.7.2	La deuxième génération	24
I.7.3	La troisième génération	25
I.7.4	Comparaison et domaines d'indications	25
I.8	Avantages et inconvénients	27
I.8.1	Avantages	27
I.8.2	Inconvénients	27
I.9	Particularités des restaurations prothétiques en zircone.....	28
I.9.1	Spécificité de préparations pour chapes en zircones	28
I.9.2	Principes biomécaniques des armatures pleurales en zircone	29
I.10	Techniques de mise en œuvre au laboratoire	31

I.10.1	Mise en œuvre des chapes en zircon par le système CFAO	32
I.10.1.1	Généralité sur le système CFAO.....	32
I.10.1.2	Les différents systèmes de la CFAO.....	32
I.10.1.3	La conception assistée par ordinateur des chapes en zircon	33
I.10.1.4	La Fabrication Assistée par Ordinateur	38
I.10.1.5	Émaillage des infrastructures en zircon	39
Chapitre II.	Préparation à l'assemblage	41
II.1	Rappels et notions générales sur l'assemblage	41
II.2	Préparation des surfaces à assembler	41
II.2.1	Préparation de la surface de la zircon.....	41
II.2.1.1	Prétraitement par revêtement micromécanique.....	42
II.2.1.1.1	Sablage de particules d'alumines.....	42
II.2.1.1.2	Sablage tribochimique	45
II.2.1.1.3	Le mordantage avec l'acide fluorhydrique	46
II.2.1.1.4	Le mordantage par infiltration sélective (SIE)	49
II.2.1.2	Prétraitement par un revêtement pyrochimique de silice.....	50
II.2.1.3	Autres prétraitements	51
II.2.1.3.1	Traitement par dépôt de plasma	51
II.2.1.3.2	Technique de déposition d'une phase unique de vapeur	52
II.2.1.3.3	Traitement par procédé sol-gel (solution-gélification).....	52
II.2.1.3.4	Prétraitement au laser.....	52
II.2.2	Préparation des surfaces amélo-dentaires	54
II.2.2.1	Air abrasion / Sablage	54
II.2.2.2	Sono et ultra sono abrasion	55
II.2.2.3	Les lasers.....	55
II.2.2.4	Mordantage.....	55

II.2.3	Préparation des surfaces non naturelles	57
II.2.3.1	Sur la résine composite	57
II.2.3.2	Sur le pilier implantaire	58
II.3	Agents de couplage et promoteurs de liaison à la zircone	59
II.3.1	Le silane	59
II.3.2	Le 10 méthacryloyloxydécyle dihydrogénophosphate.....	62
II.3.3	Le phosphate penta-acrylate de dipentaérythritol	67
II.4	Rappels sur les systèmes adhésifs	69
II.4.1	Classification.....	69
II.4.1.1	Les systèmes « Mordançage et Rinçage » (M&R) / Total-Etch	69
II.4.1.2	Les « Systèmes Auto-Mordançants » (SAM) / Self-Etch.....	70
II.4.1.3	Les adhésifs universels	70
II.4.2	Composition des systèmes adhésifs	71
II.4.3	Mécanismes d'adhérence	72
II.5	Scellement dentinaire immédiat	74
Chapitre III.	Scellement ou collage de la zircone ?.....	76
III.1	Rappels sur les modes d'assemblage	76
III.1.1	Définitions	76
III.1.2	Critères de choix du mode d'assemblage	76
III.2	Scellement temporaire.....	77
III.2.1	Généralités.....	77
III.2.2	Les différents ciments de scellement provisoire	77
III.2.2.1	Ciments oxyde de zinc eugénol / sans eugénol.....	77
III.2.2.2	Ciments résines temporaires	78
III.2.2.3	Ciment polycarboxylates de zinc	78
III.2.2.4	Matériaux prêts à l'emploi à base de sulfate de calcium	79

III.2.2.5	Ciments à base d'hydroxyde de calcium.....	79
III.2.2.6	Composites temporaires souples.....	80
III.3	Scellement conventionnel	80
III.3.1	Généralités.....	80
III.3.2	Les différents ciments de scellement conventionnel.....	80
III.3.2.1	Ciment oxyphospahte de zinc	80
III.3.2.2	Ciment verre ionomère (CVI).....	82
III.3.3	Comparaison entre les différents ciments de scellement conventionnel.....	84
III.4	Scellement adhésif.....	85
III.4.1	Généralités.....	85
III.4.2	Les différents ciments de scellement adhésif.....	85
III.4.2.1	Ciment verre ionomère modifiée par adjonction de résine.....	85
III.5	Les colles ou polymères de collage.....	88
III.5.1	Définition	88
III.5.2	Composition	88
III.5.3	Classification des colles	89
III.5.3.1	Classification selon le mode de polymérisation.....	89
III.5.3.2	Classification selon le mode d'adhésion.....	90
III.5.3.3	Comparaison entre les différents types de colles	93
III.5.3.4	Les concepts de collage les plus documentés	93
III.5.3.5	Les différentes colles utilisées pour le collage de la zircone	95
III.5.3.5.1	Le Panavia TM V5.....	95
III.5.3.5.2	Le RelyX TM Unicem 2 Automix.....	98
III.5.3.5.3	Le Superbond C&B® (Sun Medical)	100
III.6	Particularités pour les prothèses en zircone supra-implantaires.....	102
Cas clinique 1	104

Table des matières

Cas clinique 2 114
Conclusion..... 117
Bibliographie..... 118

Liste des abréviations

CAD-CAM: Computer Assisted Design, Computer Assisted Manufacturing

CAO : Conception Assistées par Ordinateur

CCC : couronne céramo-céramique

CFAO : Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur

CIP : Cold Isostatic Zirconia

CVI : Ciment verre ionomère

CVI-c : Ciment verre ionomère conventionnels

CVIMAR : Ciment Verre Ionomère Modifié par Adjonction de Résine

FAO : Fabrication Assistées par Ordinateur

HA: hydroxyapatite

HF: hydrofluoric

IDS: immediate dentine sealing

LTD : Low Température Dégradation

M : Monoclinique

M&R : Mordançage et Rinçage

PSZ: Partially Stabilised Zirconia

RF : radiofréquence

RST : revêtement de silice tribochimique

SA : sablage à l'alumine

SAM : Système Auto-mordançant

SIE : selective infiltration etching

T : Tétragonal

YTZP : Yttria Tetragonal Zirconia Polycrystals

Liste des tableaux

Tableau.1	Comparaisons mécanique et optique de trois types de zircone	15
Tableau.2	Les valeurs de résistance en flexion bi-axiale pour des céramiques stockées dans l'air et dans l'eau	19
Tableau.3	Dimensions recommandées des connexions de bridge et des chapes sur les différentes céramiques pour les secteurs antérieurs et postérieurs.....	34
Tableau.4	Quelques éléments cliniques en faveur du scellement ou du collage	77
Tableau.5	Composition des ciments ZnO.	81
Tableau.6	Composition des ciments CVI-c.	82
Tableau.7	Composition des ciments CVIMAR.	86
Tableau.8	Composition des ciments résine adhésifs.....	89
Tableau.9	Avantages et inconvénients des différents types de colles.....	93
Tableau.10	Composants du Panavia TM V5.....	97
Tableau.11	Les caractéristiques techniques du Panavia.....	98
Tableau.12	protocole de préparation des surfaces prothétiques.....	103

Liste des figures

Figure.1	Les trois grandes familles de céramiques dentaires	4
Figure.2	Zirconium, élément chimique	4
Figure.3	Fragment de Beddeleyite	6
Figure.4	Fragment de zircon	6
Figure.5	Maille monoclinique	6
Figure.6	Maille quadratique	6
Figure.7	Maille cubique.....	7
Figure.8	Microstructure cristalline de la zircone en fonction de la température (en °C).....	7
Figure.9	Particules micrométriques de Zircone Yttriée étalées sur un substrat Haynesr 230 préchauffé à différentes température, (a) 200°C, (b) 400°C	8
Figure.10	Pressage vertical et isostatique en vue du pré frittage et coulage à la barbotine .	10
Figure.11	Schémas du processus du frittage	10
Figure.12	Zircone avant et après frittage	10
Figure.13	Disque de zircone monolithique multicouche Katania® KURARAY.....	11
Figure.14	Zircone dégradée avec combinaison de 2 générations différentes	12
Figure.15	Disques zircone e.max®Zircad	13
Figure.16	Bloc in-ceram® zirconia (vita).....	14
Figure.17	Disque de zircone Kavoevrest®.....	14
Figure.18	Propriétés de dureté des différentes céramiques	15
Figure.19	Résistance à la flexion Qualités de différentes céramiques	16
Figure.20	Ténacité de différents matériaux utilisés en odontologie.....	17
Figure.21	Mécanisme de transformation de phase lors de la présence d'une fêlure au sein de la zircone 3Y.....	17
Figure.22	Module d'élasticité de différents matériaux utilisés en odontologie	18
Figure.23	Résistance à la flexion avant et après les tests de fatigue	18
Figure.24	Observation au microscope électronique d'une culture de fibroblaste sur une surface en zircone.....	20
Figure.25	Evolution de la translucidité pour plusieurs générations de couronnes en zircone	21
Figure.26	La translucidité des différents systèmes céramo-céramique	22

Figure.27	Les étapes du vieillissement de la zircone sous l'action de l'eau.....	23
Figure.28	La zircone stabilisée en phase tétragonale par de l'yttrium 3Y-TZP.....	24
Figure.29	Schématisation de la différence de répartition des particules d'alumine et de zircone entre la première et deuxième génération.....	24
Figure.30	La zircone de deuxième génération.....	24
Figure.31	La zircone de troisième génération: Katana UTML (SY-PSZ) et STML (4Y-PSZ) de Kuraray.....	25
Figure.32	La translucidité vs la résistance à la flexion de la zircone dentaire	26
Figure.33	Couronnes céramo-céramiques avec armature en zircone sur 12, 13 et 14. La zircone permettant de masquer la couleur peu esthétique des inlay-cores en métal. (Photo : B. Walter).....	26
Figure.34	Illustration des zones de concentrations des contraintes	29
Figure.35	Règle des poutres D'après Shillingburg.....	30
Figure.36	Forme de contour dans le secteur postérieur (a) dans le secteur antérieur (b) ...	30
Figure.37	Une embrasure gingivale avec un rayon de courbure plus grand résiste beaucoup mieux à la rupture.....	31
Figure.38	Couronnes sectionées en vestibulo-lingual.	33
Figure.39	Design de la chape zircone	34
Figure.40	Modélisation de la chape anatomique de zircone grâce au jeu de transparence et résultat esthétique final.....	35
Figure.41	Conception de l'armature par « coping »	35
Figure.42	Conception de l'armature par « double scannage »	36
Figure.43	Conception de l'armature par réduction homothétique.....	37
Figure.44	Schématisation d'une infrastructure partielle en zircone	38
Figure.45	Pages du logiciel 3 Shape Dental Desonger – Henry Schein permettant la réalisation d'infrastructure partielle en zircone.	38
Figure.46	Micro-sableuse Rondoflex Plus 360, KAVO.....	42
Figure.47	Images FESEM de surfaces en céramique Y-TZP non abrasées et abrasées	43
Figure.48	Images FSEM de particules utilisées dans le processus d'abrasion	44
Figure.49	Le système Cojet®	45
Figure.50	Le système Rocatec®.....	45
Figure.51	Procédé de sablage tribochimique.....	46
Figure.52	Zirconia Etchant Cloud System.....	47

Figure.53	Procédure de gravure à chaud HF	47
Figure.54	Images au microscope électronique à balayage d'échantillons représentatifs du fluor hydrofluorique (HF)	48
Figure.55	Images en microscopie électronique à balayage illustrant perles de verre fusionnées sur une surface en céramique de zircone.....	49
Figure.56	Force de collage (MPa) pour des échantillons de zircone.....	50
Figure.57	Set de base Pyrosil® contenant et un flacon de primaire	51
Figure.58	Schémas explicatifs de la technologie de Pyrosil.....	51
Figure.59	Images au MEB de la surface de la zircone non traitée	53
Figure.60	Acide orthophosphorique 35%, Ultradent.....	56
Figure.61	Microscopie électronique à balayage (MEB) de l'émail (gauche) et de la dentine (à droite) après un mordantage à l'acide phosphorique (× 3500).....	56
Figure.62	Gel acide phosphorique et maléique, VladMiVa	57
Figure.63	Acide polyacrylique de GC	57
Figure.64	Composite primer de GC.....	58
Figure.65	Formule générale du silane.....	59
Figure.66	Mécanisme d'adhésion d'une colle résineuse à la zircone recouverts de silice par une application d'agent de couplage le 3-méthacryloxypropyltriméthoxysilane.....	60
Figure.67	Silane Monobond Plus, Ivoclar Vivadent	61
Figure.68	Bis-Sil, Bisico.....	61
Figure.69	Structure chimique du monomère MDP.....	62
Figure.70	Liaisons chimiques au sein de la structure de type sandwich constituée de deux interfaces : l'une entre la résine de ciment et l'adhésif universel sur la surface de la dentine et l'autre entre la résine de ciment et l'adhésif universel sur la surface Y-TZP...	63
Figure.71	Mécanisme de nano-assemblage	63
Figure.72	Schéma expliquant les interactions du 10-MDP avec la surface de la zircone : liaisons hydrogènes, (b) : liaisons ioniques, (c) : liaisons hydrogène et ionique	64
Figure.73	Modèle d'interaction mécanique et chimique sur l'effet combiné.....	67
Figure.74	Formation d'une liaison coordonnée entre PENTA et zircone via une liaison Z-O-P basée sur le modèle de chimie informatique.....	69
Figure.75	Schéma récapitulatifs des différents systèmes adhésifs selon la classification de Degrange.....	71

Figure.76	Photographie en microscopie électronique à balayage de l'infiltration d'adhésif au niveau de la dentine	73
Figure.77	Ciment polycarboxylates de zinc de Durelon®, 3M ESPE.	79
Figure.78	Ciment oxyphosphate de zinc de De-Trey	82
Figure.79	Représentation schématique de la couche d'échange ionique.....	84
Figure.80	CVI-c de GC FUJI I ® sous les deux formes.....	84
Figure.81	Protocole opératoire d'un scellement conventionnel avec CVI-c	85
Figure.82	Réaction de prise du CVIMAR.....	87
Figure.83	CVIMAR de Fuji Cem, Fuji Cem 2 ®, GC.....	88
Figure.84	Protocole opératoire d'un scellement adhésif avec un CVIMAR en capsule	88
Figure.85	Représentation schématique d'une résine composite.....	89
Figure.86	Dispositif réchauffeur de composite	92
Figure.87	Composite G-aenial® de GC	92
Figure.88	Développement du produit PANAVIA depuis 1983.....	96
Figure.89	Force de collage entre la dentine et la zircone entre différents ciments de scellement.....	96
Figure.90	Kit standard de Panavia™V5	97
Figure.91	Protocole de collage d'un bridge en zircone stratifié avec le PANAVIA™ V5	98
Figure.92	Colle auto-adhésive de RelyX™ Unicem 2 Automix (3M ESPE).	99
Figure.93	Protocole de collage d'une couronne en zircone monolithique avec RelyX™ Unicem 2 Automix (3M ESPE)	100
Figure.94	Coffret Superbond C&B® (Sun Medical).....	101
Figure.95	Protocole de collage de Superbond C&B®.....	102
Figure.96	Schéma des données récapitulatives statistiques pour la rétention par extraction	

Partie théorique

Introduction

Introduction

L'alliance de compétences professionnelles et les innovations en biomatériaux depuis les quinze dernières années ont fait entrer sur scène la zircone qui a permis de répondre aux demandes grandissantes de biocompatibilité et d'esthétique, et qui devient une solution prothétique à ne pas occulter.

Les améliorations permanentes de ces structures ne pourraient se faire sans les technologies informatiques et de micromécanique. Les systèmes de Conception et de Fabrication Assistées par Ordinateur permettent ainsi de répondre à ces exigences de production et de conception. Cependant, ce matériau aux indications cliniques exigeantes, nécessite une utilisation rigoureuse et maîtrisée. En effet, ses propriétés avantageuses lui confèrent passivement certaines difficultés d'assemblage.

C'est l'objectif de ce travail : Comment optimiser la liaison de la zircone aux différents substrats dentaires et non dentaires ? Et quel est le meilleur moyen ou la meilleure méthode pour ?

Afin de répondre à notre problématique, nous étudierons dans cette thèse les différents matériaux et méthodes d'assemblage, ainsi que les différentes techniques pour optimiser sa liaison avec les différents substrats. En premier, nous essayerons de placer la zircone dans le courant évolutif de l'ensemble des céramiques dentaires. Puis, nous détaillerons le panel des prétraitements qui peuvent être appliqués sur la surface de la zircone. Enfin, plusieurs approches du problème seront discutées tout au long du dernier chapitre.



Chapitre I. La zircone

I.1 Rappel sur les céramiques dentaires

I.1.1 Définition

Les céramiques dentaires sont des matériaux inorganiques, obtenus par la fusion à haute température d'oxydes métalliques qui sont ensuite solidifiés à température ambiante. A l'exception des céramiques denses, les céramiques dentaires sont constituées d'une phase amorphe, vitreuse, au sein de laquelle sont dispersés les cristaux. Ces derniers confèrent leurs propriétés spécifiques à la céramique, tant sur le plan mécanique qu'esthétique. [1]

I.1.2 La nouvelle classification des céramiques dentaires

Les céramiques dentaires ont fait l'objet de plusieurs classifications, mais la plus intéressante sur le plan clinique consiste à distinguer les matériaux en céramique selon leur composition et leur microstructure. Cette classification est plus significative car ces éléments influencent directement les propriétés intrinsèques des céramiques (résistance mécanique, précision d'adaptation et propriétés optiques). [1]

I.1.2.1 Les vitrocéramique

Les vitrocéramiques dentaires sont des matériaux comprenant une phase vitreuse, appelée matrice de verre renforcée par différentes phases cristallines. Elles sont issues d'un verre monophasé transformé par traitement thermique de cristallisation, aboutissant à une structure biphasée (le mélange est chauffé au-dessus de la température de fusion de la phase vitreuse et en dessous de celle des cristaux). [1]

La phase cristalline permet d'accroître la résistance et réduit les fractures en s'opposant à la propagation des fissures, ainsi que la disparition de la transparence du verre pour une opacité plus cohérente avec les impératifs esthétiques souhaités. [1, 2]

On distingue trois sous-groupes principaux :

- Vitrocéramique renforcée à la leucite : Elles sont principalement utilisées pour l'émaillage d'infrastructure (Empress®).
- Vitrocéramique renforcée au disilicate de lithium : Elles sont indiquées pour toute restauration périphérique unitaire, antérieure ou postérieure, et pour les



Chapitre I :

La zircone

endocouronnes. Elles peuvent servir à la réalisation de couronne monolithique ou d'infrastructure des CCC (Empress 2®).

- Vitrocéramique renforcée en silicate de lithium et zircone : Elles ont les mêmes indications que les vitrocéramiques au disilicate de lithium, néanmoins, à ce jour, les données concernant ces matériaux sont encore limitées, et parfois controversées.

I.1.2.2 Les céramiques feldspathiques

C'est la plus ancienne, font partie des céramiques vitreuses et présentent la plus importante proportion de verre (les cristaux dispersés occupent moins de 20 % du volume total). La phase vitreuse est principalement composée d'oxydes de silice et d'alumine et contient également des oxydes colorants, opacifiants ou fluorescents. La phase cristalline est principalement composée d'albite et de sanidine, présents sous forme de cristaux dispersés. Elles sont utilisées comme revêtement cosmétique d'infrastructure sous forme de poudre montée par stratification, ou blocs usinés par CFAO. [1]

I.1.2.3 Les céramiques infiltrées

Ce sont des céramiques biphasées où les particules cristallines sont frittées dans un premier temps, créant un matériau poreux entre les cristaux. Ces espaces sont secondairement infiltrés de verre, cette classe de céramique est aujourd'hui abandonnée par la société VITA qui commercialisait la gamme. Toutefois, de nombreux travaux réalisés avec ces matériaux sont encore présents chez nos patients, ce qui justifie la nécessité de les connaître. [1]

- Verre infiltré dans des cristaux d'alumine pure : In Ceram Allumina.
- Verre infiltré dans des cristaux d'alumine de magnésium : In Ceram spinell.
- Verre infiltré dans des cristaux d'alumine et de zircone : In Ceram Zircona.

I.1.2.4 Les céramiques polycristallines

Monophasées, ne contiennent pas de verre dans leur microstructure (totalement cristallines). Étant totalement cristallines. [1] On distingue deux céramiques polycristallines principales :

- Alumine : Procera alumina.
- Zircone : Procera zircona.

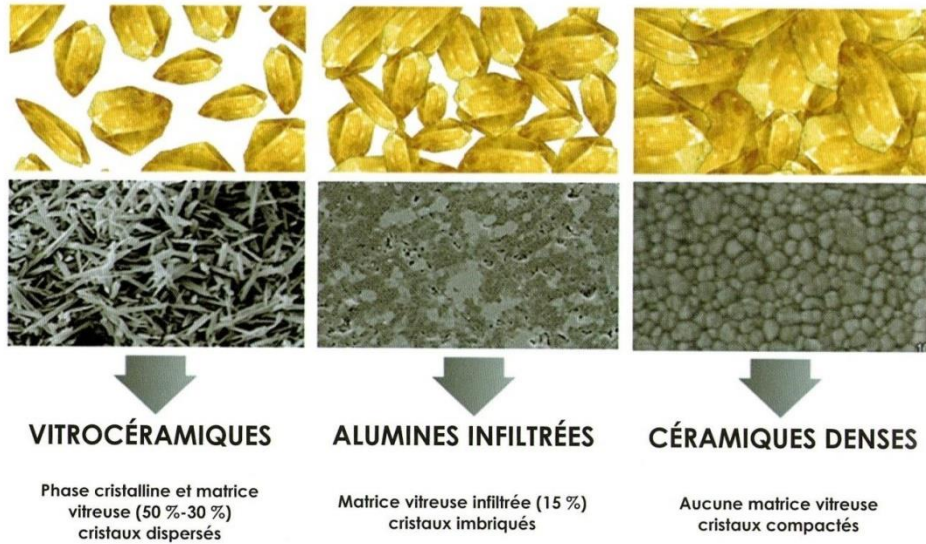


Figure.1 Les trois grandes familles de céramiques dentaires [1]

I.2 La zircone

I.2.1 Historique et origine

La zircone ou dioxyde de zirconium (ZrO_2) est une céramique polycristalline. Elle est obtenue à partir de du zirconium. Celui-ci est un oxyde métallique portant le numéro atomique 40 dans le tableau périodique des éléments de Mendeleïev. [3]

Le zirconium représente 0,02% du poids total de l'écorce terrestre, ce qui en fait le 19^{ème} élément le plus courant. Sa densité est de 6,5 avec un point de fusion à 1852°C. [4]

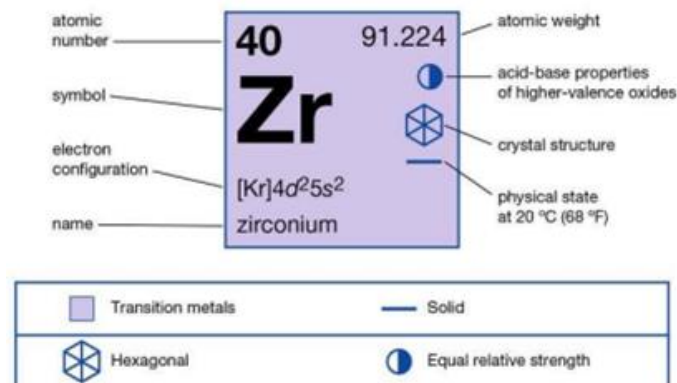
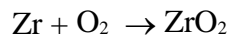


Figure.2 Zirconium, élément chimique [5]

Il est cependant nécessaire de bien différencier le zirconium qui est un métal, de ses dérivés : [3]

- Le Zircon ($ZrSiO_4$), synonyme de silicate de zirconium.
- La Zircone qui correspond au dioxyde de zirconium (ZrO_2), c'est cette dernière que l'on utilise majoritairement dans la pratique de l'art dentaire.

La réaction chimique d'oxydation du zirconium qui permet de passer d'un élément métallique à un matériau céramique ; il s'agit d'une céramique technique : [3]



Le nom « zirconium » vient du mot arabe « *zargon* » qui signifie « couleur dorée » (« *Zar* » = or et « *Gun* » = couleur). Le dioxyde de zirconium (ZrO_2) a été accidentellement découvert par Martin Heinrich Klaproth en 1789. [6] Ce n'est qu'en 1824, que le Suédois Jöns Jacob Berzelius l'a isolé et purifié sous forme de métal.

On trouve le dioxyde de zirconium à l'état naturel sous forme de minerai rare appelé Baddeleyite, nom éponyme de Joseph Baddeley qui mît au jour le premier minerai au Sri Lanka en 1892, on appela ces pierres «diamants de Matara ». [7]

Le dioxyde de zirconium a été utilisé comme pigment pendant longtemps. Puis, vers la fin des années 1960, les progrès de la recherche ont permis une utilisation de la zircone comme biomatériau. La première utilisation de l'oxyde de zirconium à des fins médicales dates de 1969 en orthopédie pour le remplacement de la tête de hanche au lieu des prothèses en titane ou en alumine. [6]

Dans le secteur dentaire, la zircone fait son apparition dans les années 1970/80 avec les premiers implants en zircone du fabricant Frialit®. Puis, à partir des années 1990, la zircone s'étend à tout le domaine dentaire, allant des tenons en zircone aux brackets en zircone en orthodontie. [6, 8]



Figure.3 Fragment de Beddeleyite [7]

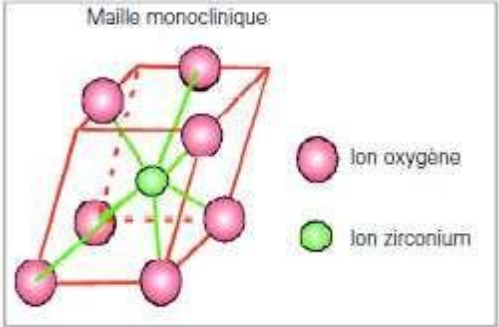
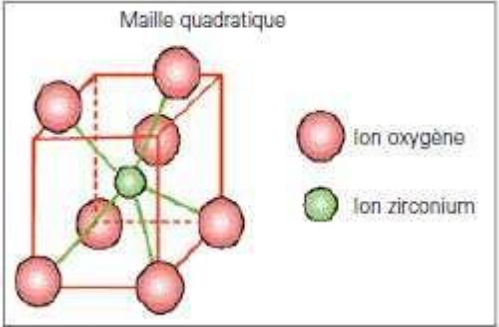


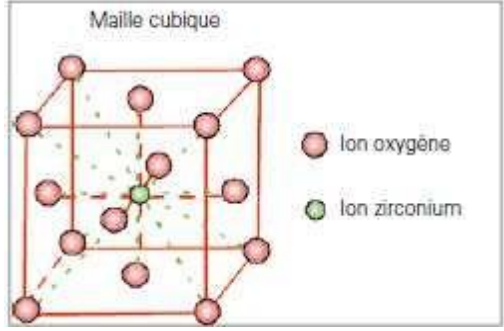
Figure.4 Fragment de zircon [4]

I.2.2 Microstructure cristallographique

En fonction de la température et à pression atmosphérique, la zircone va se présenter sous différentes formes cristallographiques, qui sont appelées phases. Les propriétés mécaniques et la durabilité de la zircone sont directement liées à sa cristallographie. [9]

I.2.2.1 Les différentes microstructures

Phase monoclinique	Les cristaux d'oxyde de zirconium vont s'organiser en forme de prisme déformé à côté parallélépipédique. C'est la forme que l'on retrouve à température ambiante jusqu'à 1170°C. Cette structure ne présente aucune propriété mécanique intéressante. [9,10]	 <p>Figure.5 Maille monoclinique</p>
Phase quadratique	Aussi appelée tétragonale, c'est une forme métastable retrouvée entre 1170°C et 2370°C, les propriétés mécaniques dans cette phase sont les plus élevées de la zircone. La structure cristalline va s'organiser en forme de prisme droit à côté rectangulaire. [9,10]	 <p>Figure.6 Maille quadratique</p>

Phase cubique	<p>La zirconie passe dans cette phase au-dessus de 2370°C, elle se maintient jusqu'au point de fusion 2690°C. La maille prend une forme cubique à côté carré. Auparavant, cette phase n'était pas considérée pour avoir un intérêt pour ses propriétés mécaniques. [9,10]</p>	 <p style="text-align: center;">Figure.7 Maille cubique</p>
---------------	---	--

I.2.2.2 La transformation de phases

La zirconie pure est Monoclinique à la température ambiante et reste stable jusqu'à 1170°C, au-dessus de cette température, elle se transforme en Tétraogonale et ce à partir de 2370 ° C, puis en phase Cubique. Pendant le refroidissement, la phase Tétraogonale est reconvertie en monoclinique à partir de 950°C. [9]

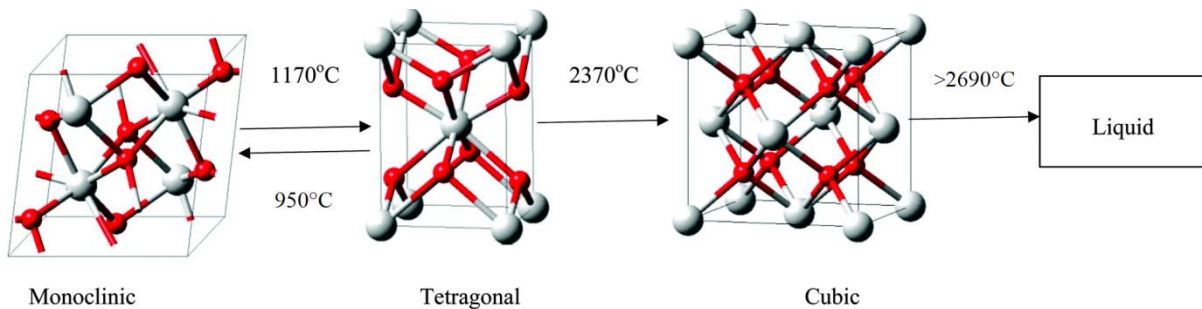


Figure.8 Microstructure cristalline de la zirconie en fonction de la température (en °C) [11]

Le refroidissement de la zirconie après frittage induit une expansion de volume de 3 à 4%, entraînant des fissures et un risque de fracture à température ambiante, donc pour permettre son utilisation à température ambiante, on y additionne des oxydes stabilisants comme (CaO, MgO, CeO₂ ou Y₂O₃). [12]

I.3 La fabrication de la zirconie utilisée en odontologie

I.3.1 Synthèse de poudre de zirconie

Plusieurs processus chimiques permettent de transformer le zircon en poudre commercialisable. Celle-ci se fait en 3 étapes:

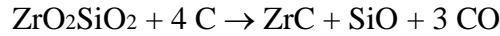
I.3.1.1 Synthèse de l'oxyde de zirconium (la zirconie)

Différents processus chimiques et/ou thermiques permettent l'obtention d'oxyde de zirconium (ZrO₂). Il existe essentiellement deux moyens de production de zirconie pure : purification chimique et purification plasma. [13]

I.3.1.1.1 La purification chimique

Quatre méthodes chimiques sont décrites :

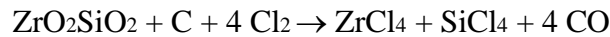
- a. La décomposition thermique: Préparer la zircone sous forme fondue à 2800°C en présence de carbone. Permet d'obtenir de la zircone d'une pureté de 98 – 99%.



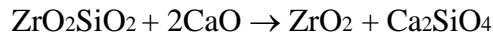
- b. La décomposition par la soude: Réaliser une fusion alcaline de silicate de zirconium et d'hydroxyde de sodium (NaOH) à 650°C puis par ajout d'ammoniaque donnant une poudre pure à 99,9 %.



- c. La décomposition par le carbonate de sodium (chloration) : Un mélange de silicate de zirconium et chlore est chauffé à 1000°C ($\pm 200^\circ\text{C}$) en présence de carbone.



- d. La fusion à la chaux : La chaux versée directement sur le zircon, donne ainsi du silicate de calcium qui sera éliminé directement par de l'acide chlorhydrique. La zircone restante est simplement lavée et séchée.



I.3.1.1.2 La purification plasma

La projection au plasma est une technique particulière de projection thermique adaptée aux céramiques. En effet la projection de ces particules permet la dissociation du zircon en silice et en zircone fondue. Au refroidissement, la silice se solidifie autour des dendrites de zircone puis s'évapore généralement sous forme de gaz SiO mais parfois une dissolution à la soude bouillante est nécessaire. [14]

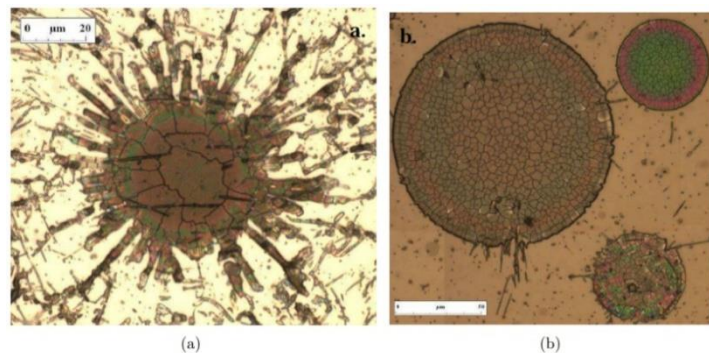


Figure.9 Particules micrométriques de Zircone Yttrée étalées sur un substrat Haynesr 230 préchauffé à différentes température, (a) 200°C, (b) 400°C [15]

I.3.1.2 Synthèse de Chlorure d'yttrium

Après la purification chimique des sables zirconifères et l'obtention de 93,6% d'oxyde de zirconium minimum, se poursuit un processus de dissolution / précipitation pour obtenir un sel de chlorure auquel on additionne des sels d'yttrium.

La précipitation est entraînée par un mélange d'une solution aqueuse (NH_4OH) contenant des ions métalliques (YCl_3 et ZrOCl_2) chauffé à 1200°C - 1500°C . Un liquide organique est ensuite ajouté pour déshydrater le précipité et pouvoir récupérer la poudre qui sera ensuite agglomérée sans pression. C'est une étape clé afin de garder la structure tétragonale de la zircone. [16]

I.3.1.3 Préparation des poudres de zircone commerciales

A ce stade, l'oxychlorure de zircon est une poudre blanchâtre adjuventable, c'est-à-dire, pouvant accepter des stabilisants et des colorants afin d'obtenir une poudre teintée. Il s'agit de nombreux excipients, minéraux et organiques (dopants, colles, lubrifiants). [16]

I.3.2 Préparation de la poudre et pré-frittage

L'objectif étant de densifier le matériau au maximum, d'éliminer les interstices et les espaces entre les grains (matière homogène) avant l'étape de frittage. Donc obtenir des blocs homogènes denses, contenant le moins de défauts internes et externes possibles (porosités, lacunes, agglomération irrégulière) et présentant une bonne cohésion. La stabilité et les propriétés mécaniques du matériau finit après frittage dépendent de la densité à l'état cru. [16]

I.3.2.1 La mise en forme

Cette opération est réalisée selon le principe de l'atomisation qui consiste à transformer une matière en fines particules solides en partant d'un état liquide ou pâteux. Une barbotine est d'abord réalisée puis propulsée dans un atomiseur au travers de buses qui provoque la pulvérisation des liquides. Après séchage, l'apparence finale du mélange se présente sous forme de granules sphériques microscopiques de différentes tailles (de 0.2 à $0.6\mu\text{m}$). Cette morphologie lui confère une excellente coulabilité permettant une simplification du remplissage des moules polymers. La poudre va ainsi subir un premier pressage à froid vertical pour préfigurer le disque, puis dans un second temps un pressage isostatique sur toute leur surface (jusqu'à 3000 bars) [16]

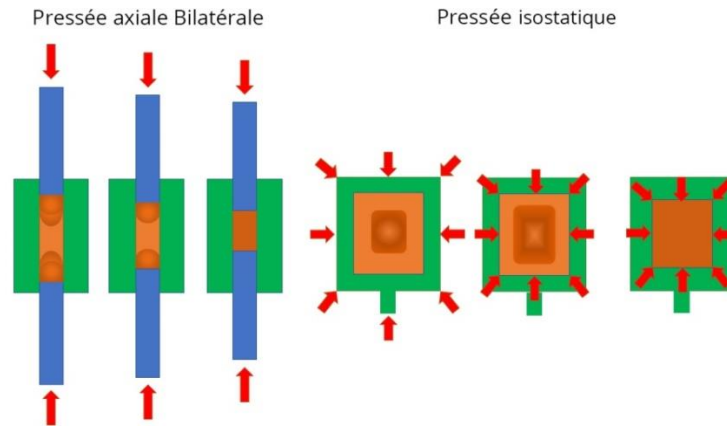


Figure.10 Pressage vertical et isostatique en vue du pré frittage et coulage à la barbotine [17]

I.3.2.2 Le pré-frittage:

Le pré frittage consiste à souder les grains entre eux grâce à la chaleur (environ 1000°C) pour obtenir un disque suffisamment dense et solide. Les paramètres à prendre en compte dans cette étape sont la nature de la poudre, les paramètres de pressage, la température, et le temps d'application de la chaleur. [16, 18]

I.3.2.3 Le frittage

Le frittage est un procédé de fabrication de pièces consistant à chauffer une poudre sans la mener jusqu'à la fusion. Sous l'effet de la chaleur, les grains se soudent entre eux, ce qui forme la cohésion de la pièce. [19] Il peut être complet ou partiel.

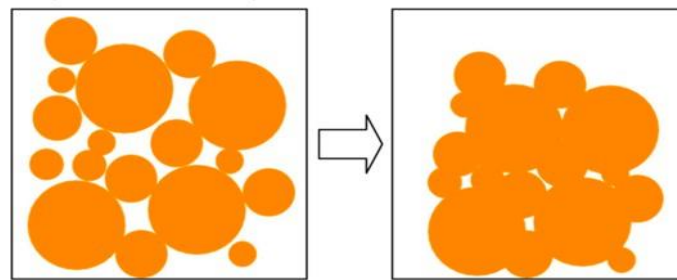


Figure.11 Schémas du processus du frittage [20]

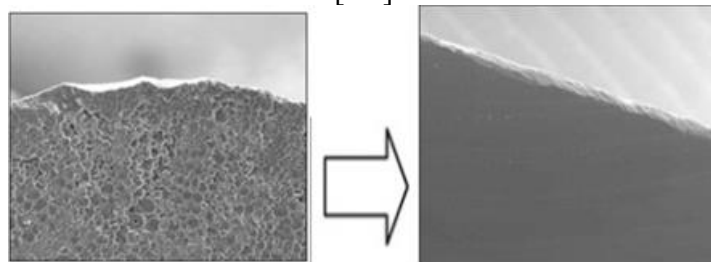


Figure.12 Zircone avant et après frittage [16]

- Le frittage complet se fait pendant 6 – 7 heures à 1350°C – 1500°C afin d’obtenir des blocs complètement compacts dit « dur ». Ces blocs ne nécessitent qu’une cuisson finale courte mais présentent des imperfections par micro-arrachage de grains de surfaces. Ainsi qu’un fort taux d’usure des fraises lors de l’usinage, ce qui implique un changement de fraise régulier donc une augmentation du coût de production et la présence d’imperfections par micro-arrachage de grains de surfaces. [21]
- Le frittage partiel quant à lui se fait en moins d’une heure de cuisson entre 800 – 900°C. les blocs dits « tendre » facilitent l’entretien des fraises et évitant le micro-arrachement de certains grains à l’origine de défauts de surface. [22]

I.4 Formes commerciales

I.4.1 Poudres pour la stratification

Elles sont mélangées à un diluant afin d’obtenir une pâte manipulable au pinceau, puis appliquée aux pinceaux en couches successives. [23] Cette méthode artisanale n’est pas employée, car sujette à de nombreux facteurs d’échecs, en particulier la rétraction de 30 % en volume difficilement prévisible sans outil informatique. [24]

I.4.2 Les blocs

Les blocs sont sous formes partiellement frittées, afin de faciliter la manipulation. Il en existe deux types : les blocs mono-teintés et les blocs stratifiés. Il existe aussi des disques multicouches obtenus par superposition de poudres de différentes teintes afin d’optimiser l’esthétique. Ils présentent dans leur épaisseur une désaturation progressive mimétisant l’aspect naturel de la dent. [23]

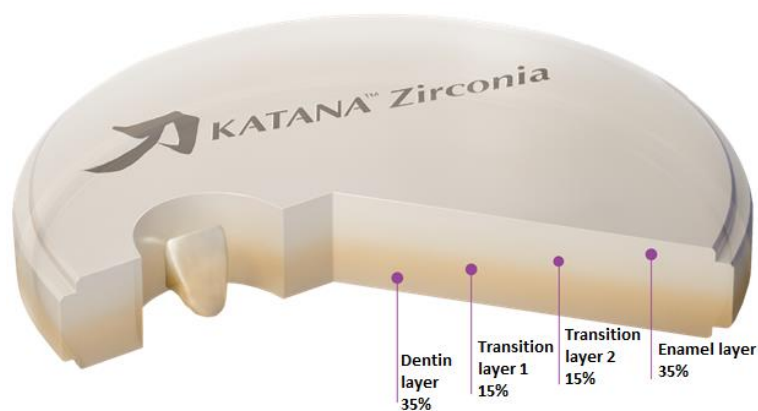


Figure.13 Disque de zircone monolithique multicouche Katania® KURARAY [25]

Plus récemment, une forme de bloc pluristratifié a vu le jour, constitué de poudres de différentes générations. Cela permet de coupler les effets mécaniques et optiques souhaités afin de mimétiser au mieux les propriétés optiques de la dent naturelle. [23]



Figure.14 Zircone dégradée avec combinaison de 2 générations différentes [26]

I.5 Les différents types de zircone

La zircone peut être soit l'élément principal soit un simple additif. La zircone pure présente les meilleures propriétés mécaniques, mais du fait de sa grande densité, son usinage est très difficile et donc la forme préfrittée lui est préférée. [27, 28]

I.5.1 La zircone pure

Elle est reconnue comme étant pure lorsqu'elle se compose à 93.6% d'oxyde de zirconium (ZrO_2). 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, néanmoins il n'y aura plus besoin de fritter la pièce prothétique avant le montage de la céramique cosmétique. [27, 28]

I.5.2 La zircone frittée YTZP HIP

C'est un matériau extrêmement dense après frittage : le but étant de s'approcher au plus près de la densité maximale théorique qui est de $6,1 \text{ g / cm}^3$. [27, 28]

I.5.3 La zircone préfrittée de type YTZP

Elle est aussi appelée zircone PSZ (Partially Stabilised Zirconia) ou zircone CIP (Cold Isostatic Zirconia) ou zircone tendre. C'est une forme préparée pour un usinage plus rapide et moins consommateur d'outils. [27, 28]

Exemple : IPS e.max ZIRCAD® (Ivoclar Vivadent) [29]

Après le frittage, le matériau forme une céramique oxydée polycristalline composée de la phase quadratique de l'oxyde de zirconium. Elle présente une forte résistance à la flexion (900MPa), à la rupture et à la propagation des fissures (6MPa*).



Figure.15 Disques zircone e.max®Zircad [26]

Elle est composée de : ZrO_2 et autres composants : HfO_2 , Al_2O_3 , Y_2O_3 et autres oxydes. Celle-ci est indiquée pour les :

- Armatures de couronnes antérieures et postérieures
- Armatures de bridges 3 ou 4 éléments dans la zone antérieure ou postérieure
- Bridges inlays
- Inlay, onlay, overlay
- Superstructures d'implants

I.5.4 La zircone pressée isostatiquement puis usinée non frittée

Exemple : Diazir® (Diadem Sas) [29]

Après son pressage isostatique en barreaux, elle est usinée à crue en surdimensionnant la pièce de plus de 20% puis frittée. Ces infrastructures dites cru ou green usinées peuvent être déclinées en 8 couleurs ou encore de la couleur naturelle de la zircone. La résistance finale à la flexion est supérieure à 1150mpa. Elle est utilisée comme :

- Chape unitaire de 0,3 à 0,6mm d'épaisseur.
- Infrastructure de bridges antérieurs et postérieurs avec 2 éléments intermédiaires maximum

I.5.5 La zircone utilisée comme additif (zircone infiltrée)

C'est actuellement une des formes de zircone les plus utilisées dans le domaine dentaire. On l'utilise pour renforcer l'alumine. Elle est intégrée à l'alumine sous sa forme pure (sans oxyde d'yttrium). On la retrouve dans l'in-ceramZirconia (Vita). [27-29]



Figure.16 Bloc in-ceram® zirconia (vita)
[30]

I.5.6 La zircone multiphasique dérivée de polymères

C'est une zircone pure associée à des acides siliciques obtenue par décomposition thermo-oxydative des silicones. Des acides siliciques amorphes (SiO_2) sont alors produits par le polymère chauffé qui sont transformés en céramique multiphasique ($\text{ZrO}_2/\text{SiO}_2$) avec d'autres composants. C'est le cas du silicate de zircone proposé par KaVo Everest®. L'avantage de ce système est que la contraction de frittage peut parfois être compensée par des réactions d'oxydation responsables d'une augmentation de volume. Cette forme de zircone reste encore peu utilisée. [28]



Figure.17 Disque de zircone Kavoevrest®
[31]

I.5.7 Comparaison des variétés de zircone

Céramiques cristallines	Propriété mécanique : résistance à la flexion en MPa	Opacité
InCeram zirconia®	610	+
YTZP préfritée CIP	1000	+++
YTZP frittée HIP	12000	++

Tableau.1 Comparaisons mécanique et optique de trois types de zircone

[32]

I.6 Propriétés de la zircone

I.6.1 Les propriétés mécaniques

La zircone est une céramique hautement résistante par rapport aux autres céramiques, c'est pour cela que l'on peut la comparer à l'acier. Elle tient ses propriétés mécaniques exceptionnelles de sa structure dense en micro grains et sans défaut. Pour obtenir ces résultats, la taille moyenne des grains ne doit pas dépasser 0.5 μm [10].

I.6.1.1 La dureté

La dureté Vickers d'un matériau définit la résistance qu'opposera sa surface à la pénétration d'une pyramide en diamant [33]. La zircone Y-TZP est un matériau de haute dureté (± 1300 HV), moins que l'alumine (± 1820 HV). Elle est considérée comme l'une des céramiques les plus dures, mais nettement supérieure à l'email (± 320 HV) [34].

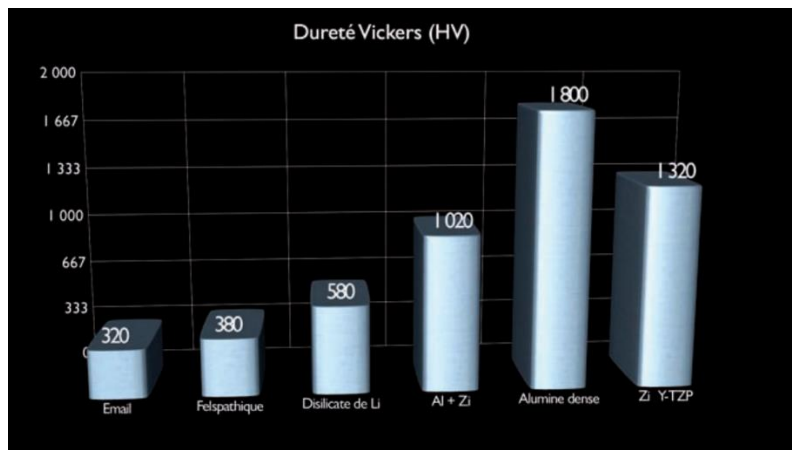


Figure.18 Propriétés de dureté des différentes céramiques [35]

I.6.1.2 La résistance à la compression

Les tests de compression révèlent la résistance à la force exercée à la surface d'un matériau, en direction de l'intérieur [36]. D'après l'étude de KOKUBO et coll. (2007), les forces de mastication au niveau des secteurs molaire peuvent atteindre 800N en cas de parafonctions telles que le bruxisme. Cependant les bridges en zircone sont tout à fait adaptés car ils

peuvent supporter des charges allant jusqu'à 1000 N. On note que FILSER et coll. (2001) donnent des résultats de résistance plus élevés (jusqu'à 1200 N). [37-39]

I.6.1.3 La résistance à la flexion

C'est la résistance à la force de flexion progressive jusqu'à rupture du matériau. Les tests par l'application d'une ou des plusieurs forces de flexion, (le nombre des points de flexion et la forme de l'objet appliqué sont les facteurs à prendre en considération pendant les résultats) [34].

D'après l'étude de FILSER et coll. (2001), on note que la résistance en flexion de la zircone varie entre 900 et 1200 MPa, [40]. Cette valeur est bien plus élevée que pour les autres céramiques notamment l'alumine. [10]

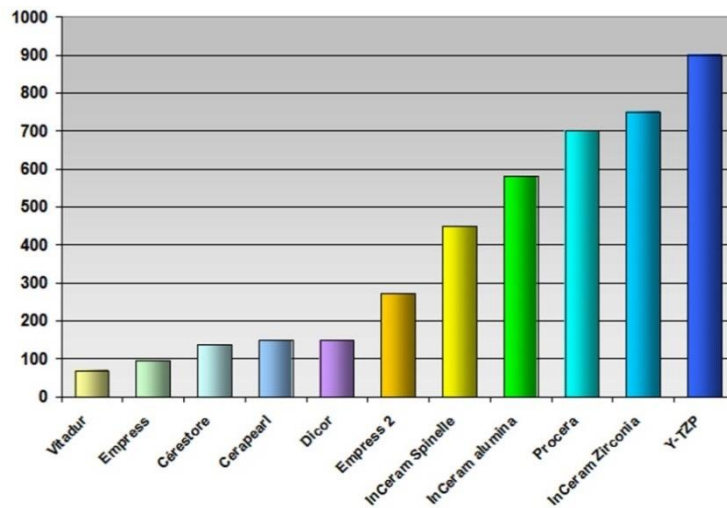


Figure.19 Résistance à la flexion Qualités de différentes céramiques [41]

I.6.1.4 La ténacité

La ténacité est la résistance à la progression d'une fissure préexistante. Il existe une relation de corrélation directe entre la ténacité et la pérennité de la prothèse [24]. Elle s'élève de 5 à 10 MPa.m^{1/2} pour la zircone non-HIP et de 9 à 10 MPa.m^{1/2} pour la zircone HIP qui fait de lui un matériau extrêmement tenace [25].

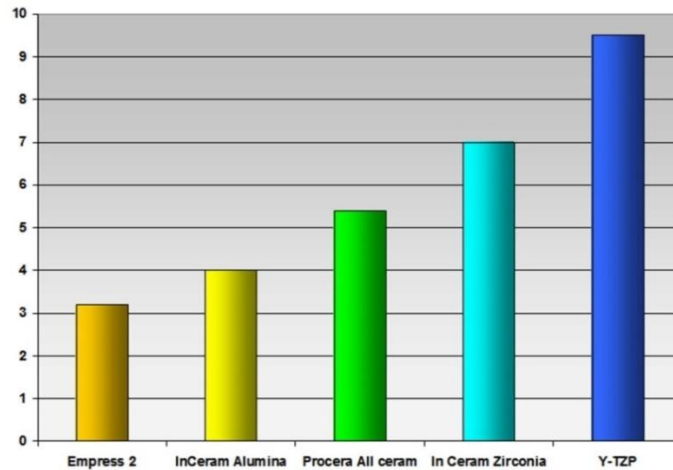


Figure.20 Ténacité de différents matériaux utilisés en odontologie [41]

Ce matériau présente aussi une particularité appelée "renforcement par transformation de phase" ou encore "renforcement par microfissuration". Cela s'explique par ses propriétés cristallographiques, une fissure va engendrer des contraintes au niveau des particules de zircone en phase quadratique entraînant une transformation martensitique vers une phase monoclinique et conduire à l'expansion des particules de zircone qui vont induire un champ de contrainte en compression localisé en regard de la pointe de la fissure, la propagation de celle-ci se trouvera alors rapidement stoppée. Cette transformation est à l'origine de la « cicatrisation de la zircone ». [42]

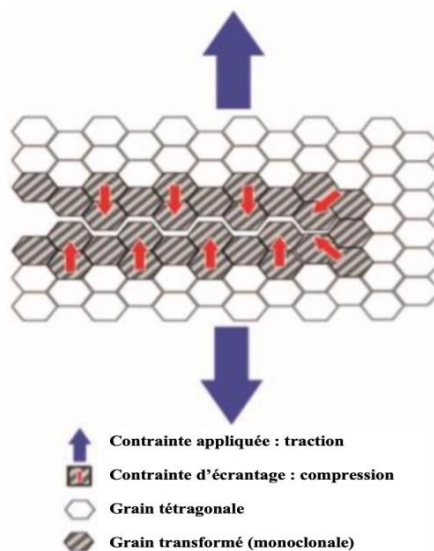


Figure.21 Mécanisme de transformation de phase lors de la présence d'une fêlure au sein de la zircone 3Y [43]

I.6.1.5 Le module d'élasticité

Aussi appelé module d'YOUNG, il caractérise la déformation d'un matériau sous une contrainte donnée. Plus celui-ci est élevé, moins le matériau subit une déformation sous une contrainte donnée, il est donc très cassant. [38]

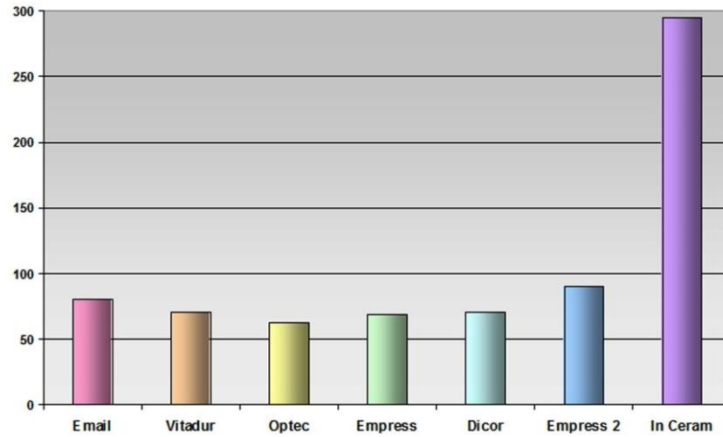


Figure.22 Module d'élasticité de différents matériaux utilisés en odontologie [41]

D'après le tableau, l'oxyde de zirconium possède un module d'élasticité de 220 GPa, donc la zircone tolère bien les déformations et les contraintes, cette propriété permet d'autoriser une légère déformation avant la fracture. [28]

I.6.1.6 La résistance à la fatigue

La résistance à la fatigue d'un matériau définit par sa capacité à assurer sa fonction dans le temps. Il s'agit donc d'un élément fondamental quant à la pérennité des restaurations prothétiques. [36]

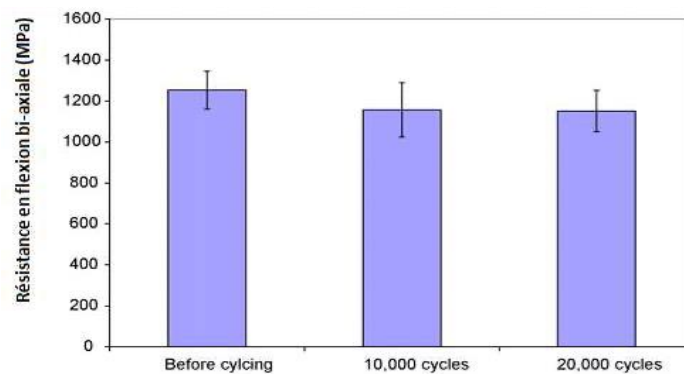


Figure.23 Résistance à la flexion avant et après les tests de fatigue [44]

Après une mise en charge à 25% de la charge maximale et ce pendant 20000 cycles (ce qui correspond à des conditions d'utilisation moyennes), la résistance en flexion bi-axiale des

bridges en Y-TZP diminue de 10%. La zircone résiste donc très bien à une utilisation physiologique dans le temps.

Une étude de SORENSEN en 2003 montre que la résistance en flexion bi axiale chute de 20 à 30 % après un séjour de 1 semaine de stockage en milieu aqueux, pour les deux armatures Empress® et In-Ceram® Alumina. Pour l'armature In-Ceram® Zirconia, la résistance chute de 10 % dans les mêmes conditions de stockage. La zircone Y-TZP de Lava® voit le chiffre de résistance en flexion bi axiale rester constant voire augmenter dans le milieu hydrique. [36]

<i>Ceramic System</i>	<i>Type of Ceramic</i>	<i>Air Storage</i>		<i>Water Storage</i>	
		<i>Mean (MPa)</i>	<i>SD</i>	<i>Mean (MPa)</i>	<i>SD</i>
IPS Empress® 1	Leucite	147	26	114	23
IPS Empress® 2	Lithium disilicate	337	30	271	43
In-Ceram®	Alumina	535	85	370	101
In-Ceram®	30% zirconia, 70% alumina	704	93	663	99
Lava™	Zirconia	1,048	133	1,095	46

SD = Standard Deviation

Tableau.2 Les valeurs de résistance en flexion bi-axiale pour des céramiques stockées dans l'air et dans l'eau [36]

I.6.2 Propriétés physico-chimiques

I.6.2.1 Les propriétés électriques

La zircone est un bon isolant électrique à température ambiante, sachant que le déplacement des charges électriques ne peut se produire que par diffusion ionique. Cependant, la conductivité ionique de la zircone est à partir de 300°C. [45]

I.6.2.2 Les propriétés thermiques

La zircone est un très bon isolant thermique, cela va permettre une protection du complexe dentino-pulpaire sur dent vivante contre les agressions thermiques, et son coefficient de dilatation thermique est relativement bas ($10 \cdot 10^{-6}K$). [45]

I.6.2.3 La mouillabilité

C'est la propriété d'un matériau à accepter ou non qu'une autre matière liquide se répande ou non à sa surface. La zircone est un matériau hydrophile, ce qui permet une attirance importante des tissus gingivaux environnants. [46]

I.6.2.4 La propriété chimique

La zircone présente une inertie chimique, elle est très stable et possède une solubilité chimique très faible par rapport aux autres matériaux dentaires. Sa perte de masse est inférieure à 20mg/cm². [45]

I.6.3 Les propriétés biologiques

I.6.3.1 La biocompatibilité

La zircone est une céramique inerte, donc extrêmement biocompatible. D'après COMBES : « l'inertie chimique des matériaux céramiques permet de minimiser les réactions de l'hôte ». En conséquence la stabilité de la structure chimique de la zircone lui confère une excellente biocompatibilité. [47]

I.6.3.2 Le respect du parodonte

Du fait de ces qualités esthétiques (mimétisme), un joint périphérique avec une limite juxta voire supra-gingivale pourra être envisagée. Cela va faciliter au praticien la prise d'empreinte et donc la précision de l'adaptation prothétique et améliorera l'hygiène du patient en rendant ce joint accessible lors du brossage. [34]

L'adhérence du biofilm est beaucoup plus faible sur la zircone polie que sur les couronnes céramo-métalliques entraînant moins d'inflammation gingivale. Il faudra tout de même faire attention, en cas de retouche, à repolir la prothèse afin de retrouver un état de surface lisse.

La zircone permet une ré-attache d'hémidesmosomes gingivaux, principalement en implantologie sur la partie transgingivale des couronnes implantaires en absence de glaçure. La rugosité de surface est un élément déterminant de cette ré-attache. Les hémidesmosomes forment une néo-attache avec l'oxyde de zirconium pur qui s'assimile à une attache rampante. [34]

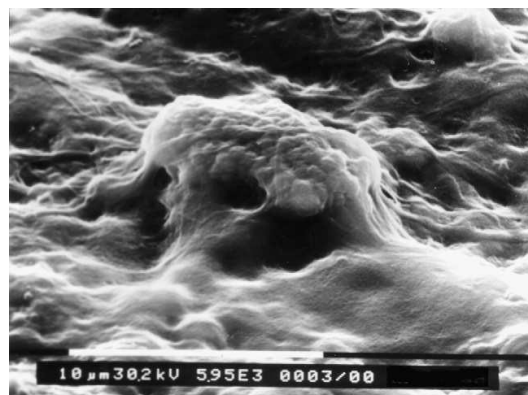


Figure.24 Observation au microscope électronique d'une culture de fibroblaste sur une surface en zircone [47]

I.6.3.3 Les propriétés carcinogènes

La biocompatibilité d'un matériau passe par son caractère "non carcinogène", les études in vitro menées par COVACCI et coll. en 1999 puis par SILVA et coll. en 2002, montrent que l'oxyde de zirconium placé dans un organisme ne peut entraîner de mutation génique, il n'a aucun pouvoir oncogène sur les fibroblastes. [47]

I.6.3.4 La radioactivité

La poudre de zircone contient des faibles taux de radioactivité, mais restent inférieures aux normes européennes d'exposition externe du corps humain. [45]

I.6.4 Les propriétés optiques et esthétiques

La propriété optique va dépendre de la concentration d'Yttrium, de la taille de poudre, de la concentration en alumine, de la méthode de compaction, de la température, du temps de cuisson, de la taille des jonctions inter-grains, de l'influence du dépolissage et du maquillage et de vieillissement de la zircone. [49]



Figure.25 Evolution de la translucidité pour plusieurs générations de couronnes en zircone [34]

Une étude de EDELHOFF et SORENSEN en 2002 a permis de classer les différentes céramiques d'armature en fonction de leur translucidité. Les résultats obtenus sont les suivants du plus au moins translucide :

In- Céram spinell® > impress II® > Procéra® > zircone Y-TZP préfrittée > In-Céram zirconia®, les chapes contenant de la zircone sont les moins translucides. [47]

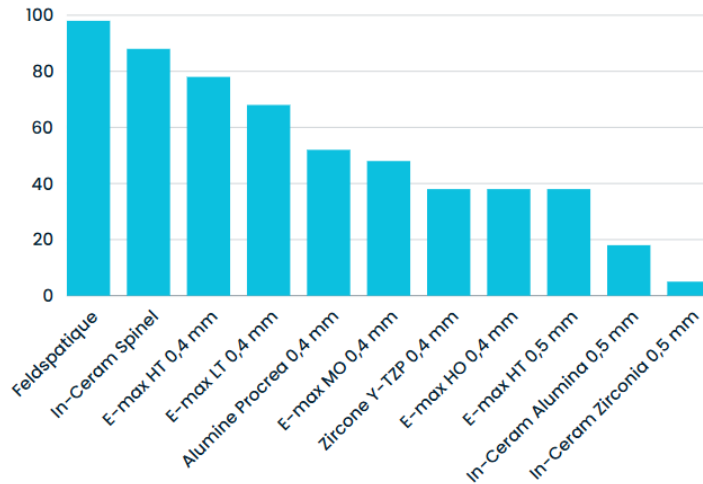


Figure.26 La translucidité des différents systèmes céramo-céramique [50]

L'épaisseur de l'armature est une composante très importante de l'aspect esthétique et de la translucidité de l'armature : Une chape en zircone Lava® de 0.5mm d'épaisseur aura la même translucidité qu'une céramique Empress II® de 0.8mm. Quand une épaisseur de l'armature augmente de 0.5 à 1.5 mm, l'opacité de cette même chape passe de 65 à 85%. [44]

I.6.5 Les propriétés radiologiques

La radio-opacité élevée des céramiques en zircone, comparable à celle des alliages métalliques, améliore l'évaluation radiographique, l'adaptation marginale, l'excès de ciment mais aussi de la dégradation. [51]

De plus, la zircone présente un intérêt majeur, c'est qu'elle n'engendre pas de flash lors d'un IRM ou d'un scanner. [47]

I.6.6 Le vieillissement en milieu biologique

I.6.6.1 La dégradation à basse température

La zircone Y-TZP souffre d'un phénomène de dégradation à basse température (Low Temperature Dégradation ou LTD) découvert par KOBAYASHI et coll au début des années 1980. [52] En effet, la présence d'eau sur la zircone provoque une transformation des grains en surface, selon la figure n°20 cette transformation s'accompagne d'une augmentation de volume (a), nous aurons l'apparition d'un relief et de microfissurations permettant la pénétration de l'eau en profondeur (b), cela sera responsable de plus gros défaut de surface (c) et donc du vieillissement accéléré de la zircone, ce qui majorerait le risque de fracture de l'armature avec le temps. [53]

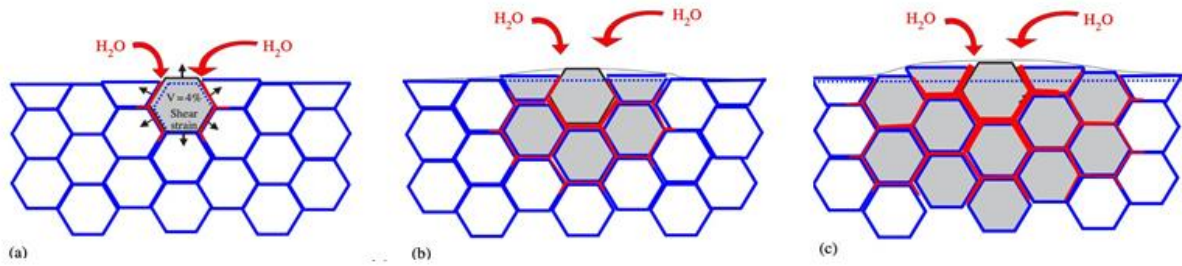


Figure.27 Les étapes du vieillissement de la zircone sous l'action de l'eau [53]

I.6.6.2 La salive et le pH

L'exposition à un milieu alcalin ou acide va exacerber la corrosion et conduire à une perte de la stabilisation par l'yttrium. Il en découle une augmentation des irrégularités de surface, une augmentation de transformation de phase tétragonale à monoclinique aboutissant à une diminution significative des propriétés mécaniques (résistance à la flexion, dureté et à la fatigue). Pour augmenter leur durabilité, les restaurations devraient être complètement recouvertes d'une céramique feldspathique afin d'éviter l'éposition directe de la zircone. [45]

I.7 Les différentes générations de zircone Y-TZP

I.7.1 La première génération

Les céramiques à base de zircone conventionnelle sont les premières fabriquées sont généralement considérées comme des matériaux opaques avec une translucidité médiocre en raison de leur nature chimique, de la quantité de cristaux, de la taille des particules, des nombreux pores existants ou de la densité frittée. [54]

C'est la zircone stabilisée par l'Yttrium 3Y- TZP. Elle présente l'avantage de sa couleur brillante et blanche, et a été approuvée appropriée pour les applications dentaires en raison de son indice de réfraction élevé, de son faible coefficient d'absorption et de sa grande opacité dans le spectre visible et infrarouge. L'opacité accrue de la zircone peut être très utile dans des situations cliniques exigeantes sur le plan esthétique. [55-58]

Cependant la 3Y-TZP présente un échec clinique à long terme dû principalement à l'écaillage de la céramique. [59] Du fait de son opacité importante, elle est contre indiquée pour les restaurations monolithiques. [60]

La zircone 3Y-TZP a des propriétés mécaniques très performantes en terme de résistance à la flexion, qui atteint 900 à 1200 MPa et sa résistance à la rupture est d'environ 9 à 10 MPa(m)^{1/2}. [60]

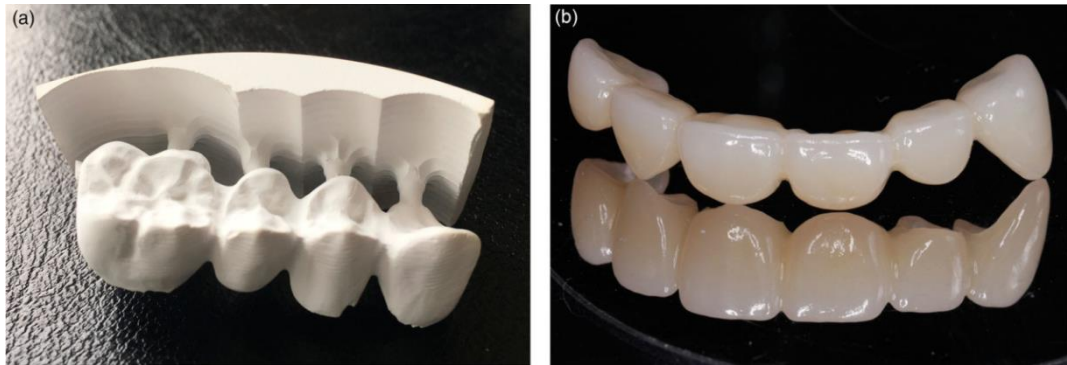


Figure.28 La zircone stabilisée en phase tétragonale par de l'yttrium 3Y-TZP [59]

I.7.2 La deuxième génération

Elle est apparue vers l'année 2013 et c'est également une zircone 3Y-TZP. Elle est obtenue en réduisant considérablement la taille et le nombre de grains d'oxyde d'aluminium Al_2O_3 . Une élimination de la porosité est également réalisée par frittage à une température plus élevée.

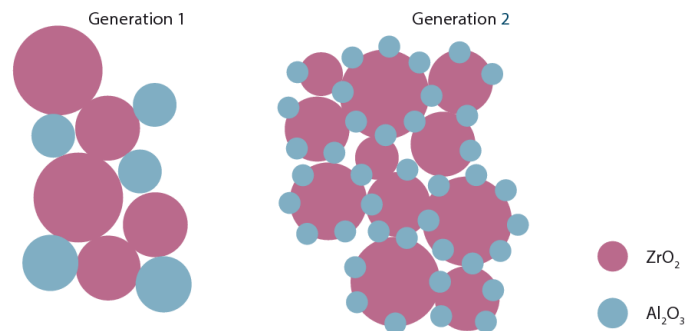


Figure.29 Schématisation de la différence de répartition des particules d'alumine et de zircone entre la première et deuxième génération [59]

Cette génération présente également une meilleure résistance que la précédente et même les propriétés optiques ont été améliorées pour plus de translucidité. [59, 61, 62]

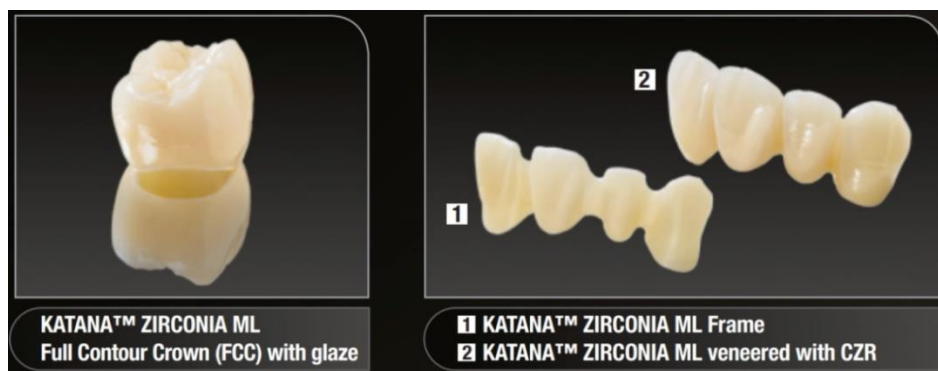


Figure.30 La zircone de deuxième génération [63]

I.7.3 La troisième génération

Elle a vu le jour en 2015 et est obtenue par intégration d'une phase transparente dans le produit final pour diminuer son opacité. La translucidité est augmentée en augmentant la proportion en yttria à 4% (4Y-PSZ ou 4Y-TZP) ou 5% en moles (5Y-PSZ ou 5Y-TZP) pour obtenir des zircons partiellement stabilisés avec une augmentation de la phase cubique non réfringente (50% contre 15% dans les anciennes générations) qui ne renvoie donc pas la lumière. La diminution de la ténacité et de la résistance sont les désavantages de cette génération car la phase cubique ne subit pas de transformation induite par la contrainte (propriétés mécaniques). [59, 61, 64]

Güth et al. divisent cette 3ème génération en deux générations distinctes : la 5Y-PSZ en 2015 qui selon leur classification représente la 3ème génération, et la 4Y-PSZ en 2017 qui est qualifiée comme la 4ème génération. Cette dernière présentant une phase cubique moins importante que la 3ème, est par conséquent plus résistante et moins translucide. [61]



Figure.31 La zircone de troisième génération: Katana UTML (5Y-PSZ) et STML (4Y-PSZ) de Kuraray [65]

I.7.4 Comparaison et domaines d'indications

Avec le temps, les zircons Y-TZP ont évolué pour devenir de plus en plus translucides, ce qui les rend plus esthétiques. Cependant, l'intégration d'une phase cubique plus élevée entraîne une réduction des caractéristiques mécaniques. [66]

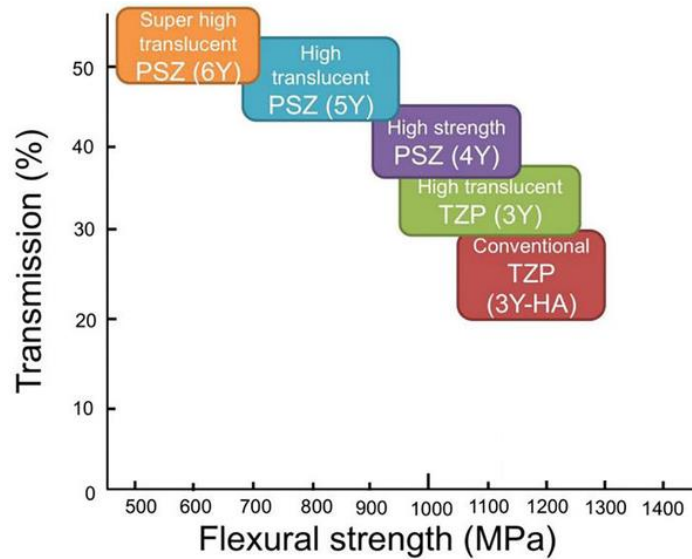


Figure.32 La translucidité vs la résistance à la flexion de la zircone dentaire [67]

Ainsi, les zircons de 1ère et 2ème générations sont indiquées pour : [68]

- Les restaurations prothétiques postérieures du fait de leurs propriétés mécaniques et de leur faible translucidité.
- En cas des dents ou des piliers dyschromies porteur des restaurations type inlay-core ou des restaurations avec des amalgames volumineux afin de masquer les dents supports.



Figure.33 Couronnes céramo-céramiques avec armature en zircone sur 12, 13 et 14. La zircone permettant de masquer la couleur peu esthétique des inlay-cores en métal. (Photo : B. Walter) [69]

Quant aux zircons de 3ème génération, elles sont indiquées pour :

- Les restaurations prothétiques antérieures grâce à leur haute translucidité. [68]
- Thérapeutiques plus minimalement invasives comme les restaurations partielles collées (les overlay, onlay, facettes ...). Jusqu'alors scellées et permet d'obtenir des résultats esthétiques optimaux. [70]

I.8 Avantages et inconvénients

I.8.1 Avantages

Comme nous l'avons vu précédemment, ses propriétés mécaniques, biologiques et esthétiques constituent ses principaux avantages, celle-ci à permet d'élargir leurs champs d'indication vers les reconstitutions corono-radicaux [71] et l'implantologie [72]. Mais aussi comme support pour des prothèses amovibles [73] ou armature de prothèse complète fixe sur implants. [74]

I.8.2 Inconvénients

- Retouches limitées

La zircone cristallisée a une tolérance aux retouches faible, le fraisage entraînant un risque de microfissures fragilisant le matériau. Si cela s'avère nécessaire, des fraises diamantées aux grains de 25 μm spécialement conçues pour la zircone permettent de faire ces corrections sous irrigation. Celles-ci doivent être suivies d'une cuisson de régénération au laboratoire. [75]

- Dépose de la prothèse

La dépose de la zircone est associée à une destruction de la prothèse. L'emploi de fraises spécifiques est nécessaire du fait de son extrême dureté. [75]

- Fracture cohésive de la céramique cosmétique

Ou chipping, c'est la complication mécanique la plus fréquemment rapportée. Il existe trois raisons de fracture: une cohésion entre la céramique cosmétique et la zircone d'ordre mécanique et non chimique, un soutien insuffisant de la céramique cosmétique par la chape et des coefficients de dilatation thermiques éloignés. Il serait préférable d'utiliser des céramiques cosmétiques avec un coefficient de dilatation légèrement inférieur à celui de la zircone. [75]

- Usure de la dent antagoniste dans le cas d'une restauration monobloc

Les différents auteurs s'accordent sur le fait que plus que la dureté même du matériau, c'est l'état de surface et la qualité du polissage qui conditionnent le caractère abrasif ou non de la couronne. Comme les retouches, le polissage de la zircone est difficile même avec des instruments spécifiques. [75]

- Coût

Le coût plus élevé par rapport à la céramo-métallique ou à la céramo-céramique. Il est principalement dû aux matériaux avancés et aux processus de fabrication impliqués dans la création de restaurations en zircone. [76]

I.9 Particularités des restaurations prothétiques en zircone

I.9.1 Spécificité de préparations pour chapes en zircones

Les préparations pour les restaurations prothétiques avec des chapes en zircone doivent impérativement respecter les principes de préparation pour couronnes fixées : rétention, sustentation, stabilisation ainsi que les besoins biologiques de préservations tissulaires et de biocompatibilité. [77-79] Ainsi que les principes de préparations pour les couronnes céramo-céramiques :

- La mise de dépouille d'environ 3-6° par face
- Respect des principes d'homothétie
- Suppression rigoureuse de tous les angles vifs
- Surface polie
- Une limite cervicale type épaulement droit à angle interne arrondi. Il assurerait la meilleure dispersion des forces et la meilleure résistance pour l'élément prothétique périphérique. Cependant, il peut être responsable d'éventuelles difficultés d'adaptation pour les restaurations multiples ou étendues, et notamment en présence de différences de niveaux ou d'orientations accentuées entre les limites de préparation. [80]
- Une limite en forme de congé large quart de rond permet alors de mieux compenser ces différences et garantit un meilleur ajustage cervical simultané sur l'ensemble des préparations. [80]
- La ligne de finition en forme de chanfrein est recommandée pour les préparations de dents supports de couronne en zircone. En effet, une coupe angulaire de l'émail rend sa largeur plus grande en termes d'exposition au mordantage et à la liaison. Par conséquent, la ligne de finition du chanfrein pourrait avoir une plus grande résistance à la rupture que la ligne de finition de l'épaulement selon l'étude de Vult von Steyern. [71]
- Une réduction occlusale de minimum 0,5 mm pour une couronne monolithique en zircone 3Y-TZP et une réduction axiale de 0,8 – 1,2 mm pour les couronnes

monolithiques en zircone 5Y-ZP et allant jusqu'à 1,5mm pour les couronnes stratifiées sont recommandées. [72]

- Une limite juxta ou supra gingivale afin de protéger le parodonte, d'assurer un meilleur accès à l'hygiène au niveau du joint dento-prothétique et pour la facilité d'enregistrement de ces limites. [81]

I.9.2 Principes biomécaniques des armatures pleurales en zircone

Un bridge est un système prothétique passif qui repose sur des structures biologiques en perpétuel remaniement et qui subit simultanément ou alternativement des forces variables en intensité et/ou en direction, et cela de façon discontinue. Les travées de bridge ne sont jamais uniquement tendues, comprimées, cisailées, tordues ou fléchies, mais les charges extérieures leur infligent plusieurs sollicitations en même temps. [82]

Ainsi, lorsqu'une force occlusale s'applique au centre d'une travée de bridge, celle-ci subit une flexion plane qui induit simultanément des contraintes de traction et de compression qui s'opposent à un allongement du matériau (par traction) du côté gingival du bridge, et à un raccourcissement (par compression) du matériau situé du côté opposé (occlusal). La déformation résultante est une inflexion de la poutre qui prend la forme d'un arc. [82]

Or les céramiques résistent beaucoup mieux aux forces de compression qu'aux forces d'étirement ou de cisaillement. Cela explique le fait que la fracture des infrastructures en céramique s'initie toujours sur la surface gingivale de la connexion [83] et se propage en direction occlusale jusqu'à rupture de la pièce. [84]

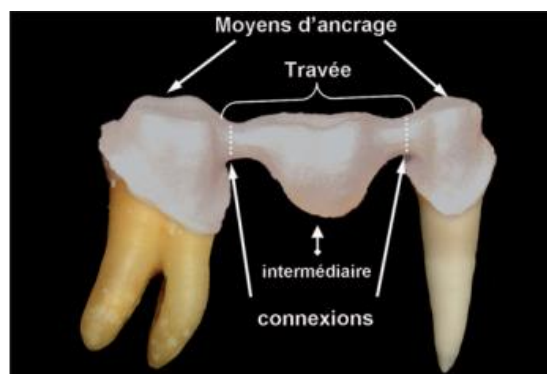


Figure.34 Illustration des zones de concentrations des contraintes [82]

Pour s'opposer à la flexion de la travée et diminuer les contraintes au niveau des embrasures gingivales et renforcer les connexions, la conception de l'infrastructure doit respecter certaines conditions :

- Règle des poutres

La flexion des travées de bridge est proportionnelle au cube de sa longueur et inversement proportionnelle au cube de sa hauteur. Pour maintenir la même déformation, il faudrait alors doubler la hauteur des connexions mais celles-ci se trouvent limitées par l'espace entre le sommet de la papille et l'embrasure occlusale. Quant à la dimension vestibulo-linguale n'agit, quant à elle, sur la flexion que selon un rapport directement proportionnel. [82]

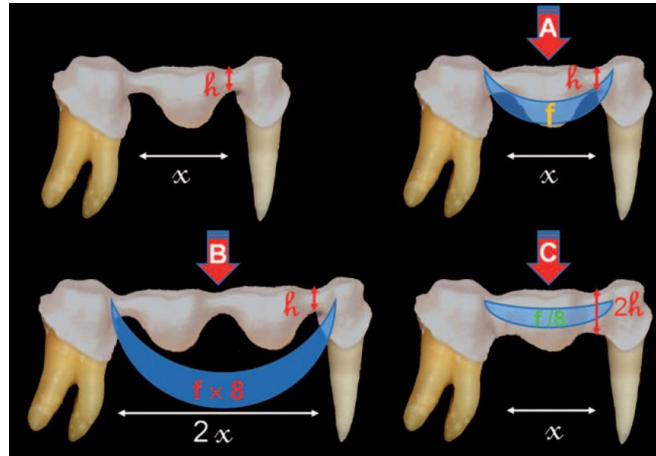


Figure.35 Règle des poutres D'après Shillingburg [82]

- Design de la connexion adéquat

Afin de mieux s'opposer à la flexion, les connexions doivent être plus hautes que larges, mais la forme de contour de celles-ci revêt aussi son importance. À section égale, une barre de section ronde fléchit beaucoup plus facilement que si la section adopte la forme du « T ». [85] Pour intégrer ce design dans la conception d'une infrastructure de bridge, il est nécessaire d'en adoucir tous les angles, ce qui donne une forme de cœur dans les secteurs postérieurs et une forme de losange dans les secteurs antérieurs.

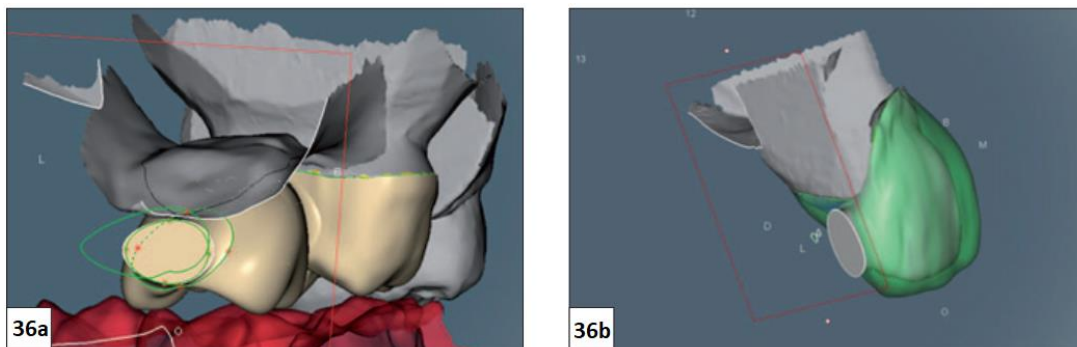


Figure.36 Forme de contour dans le secteur postérieur (a) dans le secteur antérieur (b) [82]

- Rayon de courbures des embrasures

Par sa forme rétrécie, l'embrasure constitue une zone de faiblesse et favorise la concentration des contraintes. Ce rétrécissement brutal crée l'apparition d'un « effet d'entaille » préjudiciable pour l'avenir du bridge, car plus la forme de cette entaille devient aiguë et profonde et plus le niveau de contrainte s'élève rapidement. [86] En revanche, plus le rayon de courbure de l'embrasure gingivale est grand, plus l'infrastructure est résistante mécaniquement.

Ainsi, un élargissement et arrondissement autant que possible de la forme de connexion, et une augmentation du rayon de courbure gingival permet d'atténuer cet effet mais doit impérativement permettre des mesures d'hygiène, à savoir le passage d'une brossette interdendaire fine.

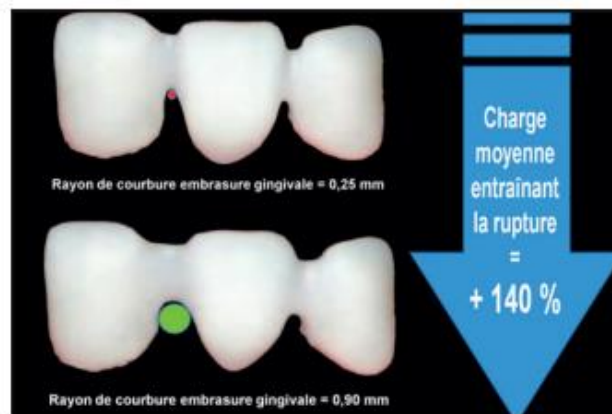


Figure.37 Une embrasure gingivale avec un rayon de courbure plus grand résiste beaucoup mieux à la rupture [87]

I.10 Techniques de mise en œuvre au laboratoire

Il existe plusieurs possibilités de mise en œuvre et caractérisation de la zircone :

- Usiner une chape en zircone puis monter une céramique de stratification en recouvrement (GC, 2017),
- utiliser une chape en zircone puis presser un noyau dentinaire en céramique feldspathique et ensuite stratifier le contour de la restauration en céramique feldspathique (Ivoclar Vivadent, 2009),

- utiliser une chape en zircone puis presser de la céramique feldspathique et ensuite réaliser un cutback incisal pour stratifier de la céramique feldspathique (Ivoclar Vivadent, 2009),
- utiliser une chape en zircone puis presser de la céramique feldspathique en recouvrement et ensuite caractériser la restauration par maquillage (Ivoclar Vivadent, 2009),
- réaliser une restauration monolithique en zircone, ensuite réaliser un cut-back incisal puis stratifier de la céramique feldspathique (Feieraben et coll, 2014),
- réaliser une restauration monolithique en zircone qui sera caractérisée uniquement par maquillage (Zirkonzahn, 2015),
- réaliser une chape en zircone puis assembler une suprastructure usinée en céramique enrichie en disilicate de lithium (Ivoclar Vivadent, 2017).

I.10.1 Mise en œuvre des chapes en zircone par le système CFAO

I.10.1.1 Généralité sur le système CFAO

Le sigle CFAO est l'abréviation de Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur, appelée en littérature anglaise CAD-CAM (Computer Assisted Design, Computer Assisted Manufacturing) et désigne un processus industriel destiné à simplifier et à standardiser les techniques et les tâches répétitives. En odontologie, elle désigne l'ensemble des équipements utilisés dans la chaîne numérique allant de la modélisation à la fabrication des prothèses dentaires. [88] Les trois principales étapes de cette chaîne sont :

L'Acquisition Numérique en 3D, ou Numérisation ;

- La CAO, qui permet la construction tridimensionnelle du modèle numérique.
- La FAO, qui fait le lien entre la CAO et la machine de mise en forme du matériau

I.10.1.2 Les différents systèmes de la CFAO

- La CFAO directe :

Elle est réalisée au fauteuil en une seule séance. Le praticien réalise une empreinte optique à l'aide d'une caméra intra-buccale qui va transférer la situation clinique à un logiciel de fabrication numérique permettant de concevoir la pièce prothétique qui sera par la suite usinée. [89]

- La CFAO semi-directe :

En CFAO semi-directe, Le praticien réalise une empreinte numérique qu'il transfère au laboratoire. Le prothésiste réalisera la conception et la fabrication assistée par ordinateur. Les étapes de CAO et de FAO sont donc réalisées au laboratoire. [89]

- La CFAO indirecte :

L'empreinte des préparations est réalisée de façon traditionnelle au cabinet dentaire. Un modèle de travail est réalisé par le prothésiste qui pourra soit directement numériser ce modèle soit réaliser d'abord une maquette en cire de la restauration qu'il numérisera. Le fraisage se fera par la suite grâce aux données numérisées.[89]

I.10.1.3 La conception assistée par ordinateur des chapes en zircone

Au début de la CAO on ne pouvait modifier l'épaisseur de la chape en zircone, donc il fallait en réalité homogénéiser l'épaisseur de la céramique occlusale et non l'épaisseur de la chape en zircone. Mais après la naissance de la Zirconia Inside Laminate de Luca et Matteo Dondi [90], le logiciel calcul l'épaisseur de la restauration prothétique, les appuis occlusaux et leur intensité, il va alors proposer une chape anatomique faisant office de couche dentinaire qui va réellement supporter les cuspidés travaillantes faisant en sorte que le complexe zircone-céramique soit le plus fort possible. En effet, plus le ratio chape de céramique-céramique esthétique est important, plus la résistance à la fracture augmente. [91]

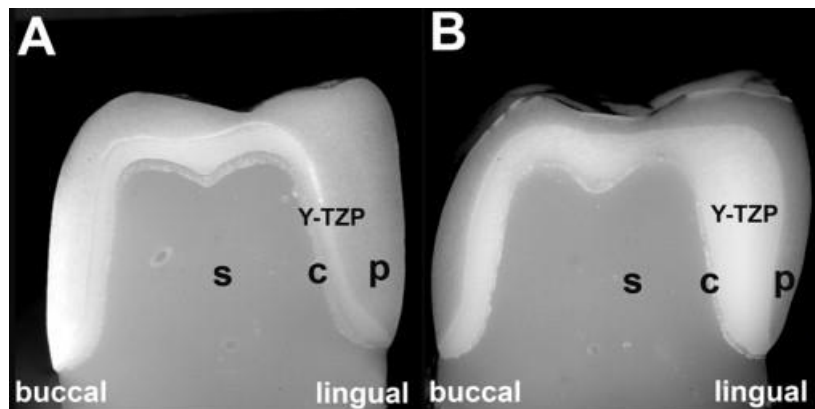


Figure.38 Couronnes sectionnées en vestibulo-lingual.

s : composite ; c : ciment ; p : céramique esthétique. On observe la différence d'épaisseur que peut avoir la céramique esthétique dans une couronne conventionnelle (A) et le support accru de la chape zircone en résulte, l'épaisseur régulière de la céramique esthétique dans une couronne anatomique (B)

[92]

L'info-prothésiste a maintenant la possibilité de mettre en transparence les différents matériaux en conception 3D et pourra également lui-même modifier le design de la chape

pour ainsi augmenter le support de zircone dans les zones de stress important, considérant les forces occlusales verticales et horizontales. [91]

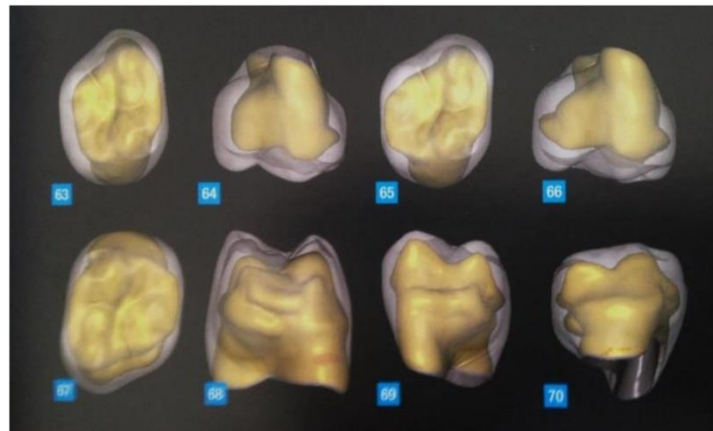


Figure.39 Design de la chape zircone [92]

L'armature doit présenter une épaisseur minimum de 0,5mm pour les couronnes postérieures. En antérieur, la résistance et les exigences esthétiques peuvent permettre la fabrication de chapes de 0,3 mm d'épaisseur. L'infrastructure doit présenter aussi des formes exemptes de tout angle. Ménager de manière homogène une épaisseur >1mm et supporter tous porte-à-faux qui ne doivent jamais excéder 1,5mm. Pour les connexions de bridge, la zircone permet également de concevoir des infrastructures moins envahissantes. [93]

CERAMIQUES		Epaisseur de chape	Taille des connexions
VITROCERAMIQUE RENFORCEE	IPS Empress II®	0,8 mm	12 – 20 mm ²
	IPS e.max Press®	0,6-0,8 mm	12 – 16 mm ²
VITROCERAMIQUE IN CERAM	In Ceram Alumina®	0,5-0,7 mm (couronne)	12 mm ²
	In Ceram Zirconia®	0,7-1 mm (bridge)	12 – 20 mm ²
ALUMINE PURE	Procera AllCera®	0,4-0,6 mm	6 mm ²
	Procera AllZircon®	0,4-0,7 mm	6 mm ²
ZIRCONNE PURE	Cercon®	0,5 mm	7 – 11 mm ²
	DC-Zirkon®	0,5 mm	16 mm ²
	LAVA®	0,3-0,5 mm	9 mm ²

Tableau.3 Dimensions recommandées des connexions de bridge et des chapes sur les différentes céramiques pour les secteurs antérieurs et postérieurs [93]

Par ailleurs, la zircone présente une faiblesse avérée dans sa liaison à la céramique qui la recouvre. Cette liaison céramique stratifiée/zircone est plus faible que la liaison céramique cosmétique/vitrocéramique renforcée. [94] Elle doit être considérée avec attention au

laboratoire, sous peine de favoriser les phénomènes d'éclats superficiels et/ou de délaminations. [95]



Figure.40 Modélisation de la chape anatomique de zircone grâce au jeu de transparence et résultat esthétique final [92]

L'armature en zircone peut être préparée selon plusieurs techniques : [95-97]

- Coping

Ce terme correspond à une armature élaborée en homothétie par rapport à la forme du pilier préparé, par ajout d'une épaisseur donnée de matériau céramique. Ce design fut le premier concept développé lors de la mise sur le marché des systèmes de CFAO. S'il peut encore convenir à des infrastructures métalliques, il n'est absolument pas adapté à la zircone car il ne fournit aucun soutien mécanique à la céramique cosmétique.

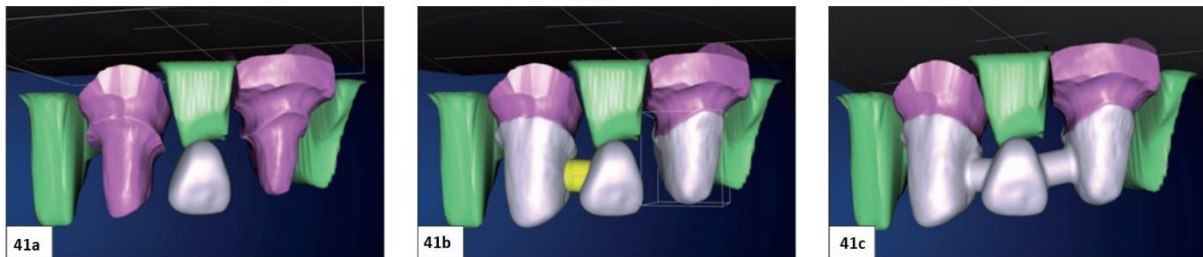


Figure.41 Conception de l'armature par « coping »
Une fois les piliers numérisés (a), l'élément intermédiaire est positionné (b), puis une épaisseur déterminée (0,6 mm en général) est ajoutée sur la surface des piliers (c)

[82]

- Double numérisation (double scannage)

Cette technique demande la réalisation d'une armature en cire sur le moulage de travail, préfigurant l'armature souhaitée. Une numérisation du moulage puis des armatures en cire sont effectuées. Elles sont associées par le logiciel qui en déduit alors la forme de l'armature. L'avantage principal de cette option est de conserver la manipulation manuelle et

tridimensionnelle par le prothésiste, plus facile à appréhender. De plus, c'est la seule technique adaptée à des morphologies complexes comme celles demandées en prothèse composite. [98]

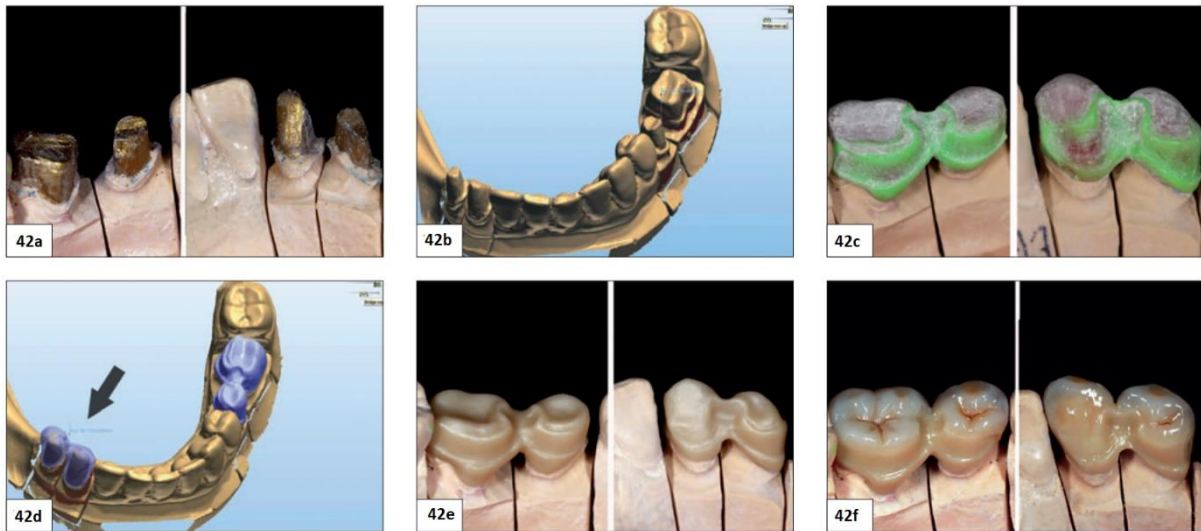


Figure.42 Conception de l'armature par « double scannage »

Le moulage de travail est scanné (a, b), puis les armatures sont modelées en cire/résine (c), avant d'être scannées à leur tour (d). Le logiciel associe les deux numérisations et en déduit la morphologie interne et externe des armatures (flèche) qui permet leur usinage (e). Celles-ci peuvent être céramisées après validation de leur essayage (f)

[82]

- Réduction homothétique

C'est une option totalement virtuelle, offerte par certains logiciels, qui est basée sur la forme finale de la restauration. Celle-ci est obtenue le plus souvent par le recours à des banques de formes, qui sont adaptées informatiquement au cas clinique. Lorsque cette morphologie finale est validée par le prothésiste, le logiciel retire une épaisseur convenue sur toute la surface périphérique et une épaisseur de connexions minimum pour la zircone.

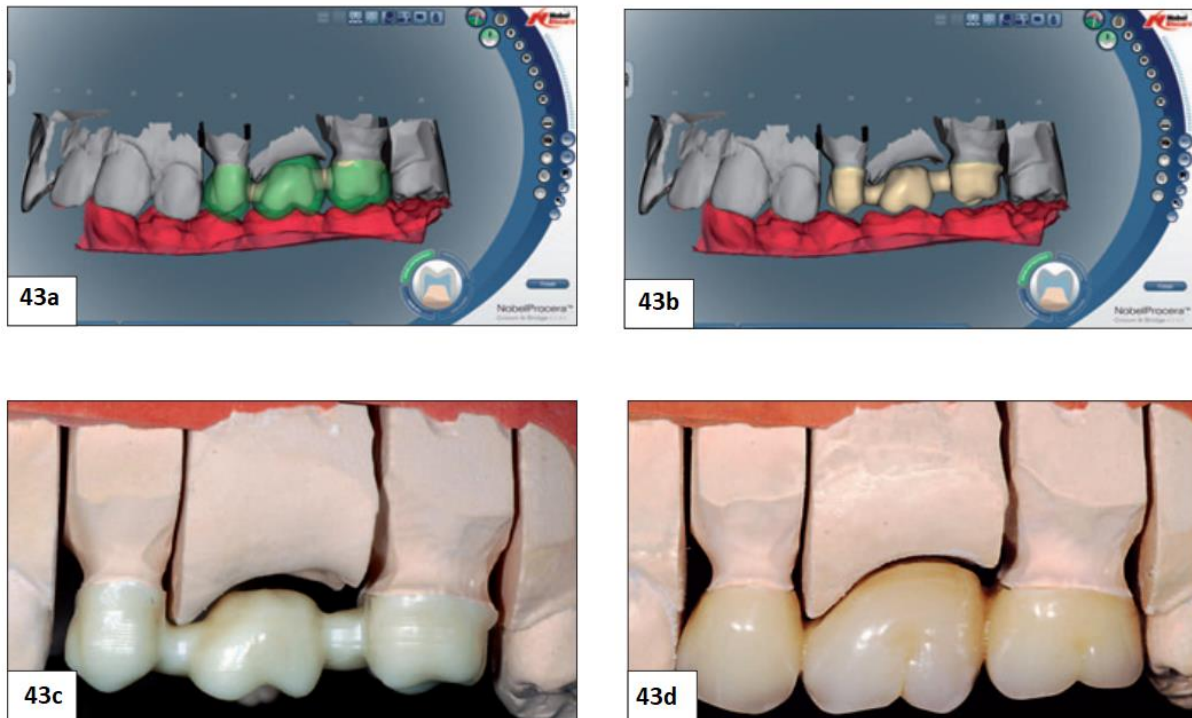


Figure.43 Conception de l'armature par réduction homothétique

La forme finale du bridge est proposée par le logiciel et l'armature est ensuite calculée en retirant une épaisseur uniforme (b, c). L'armature usinée (d)

[82]

De plus des éclats superficiels ou « chipping » qui sont très souvent rapportés dans les études cliniques, même à moyen terme [99], la déficience de l'assemblage du bridge aux piliers dentaires semble être une autre source importante d'échecs (caries, descellements). Plusieurs auteurs proposent quelques stratégies de conception des infrastructures pour améliorer cette étape :

- Une modification partielle de l'intrados prothétique :

Il s'agit de la réalisation d'une armature en zircone pour bridges à ancrages partiels, n'atteignant pas les limites cervicales. Le Designer™ (Henry Schein) propose un programme de dégagement des marges sur la chape en zircone, et d'ajustement de la coque en céramique à presser. Cette marge collée assurera une surface d'au moins 20 mm². [100]



Figure.44 Schématisation d'une infrastructure partielle en zircone [101]

- Une évolution globale de l'intrados prothétique :

Il s'agit de la réalisation d'une armature à double composant grâce à une barre de zircone centrale englobée dans de la céramique feldspathique. Cette conception permet ainsi de ne pas avoir de zircone en contact direct avec le matériau d'assemblage. [100]

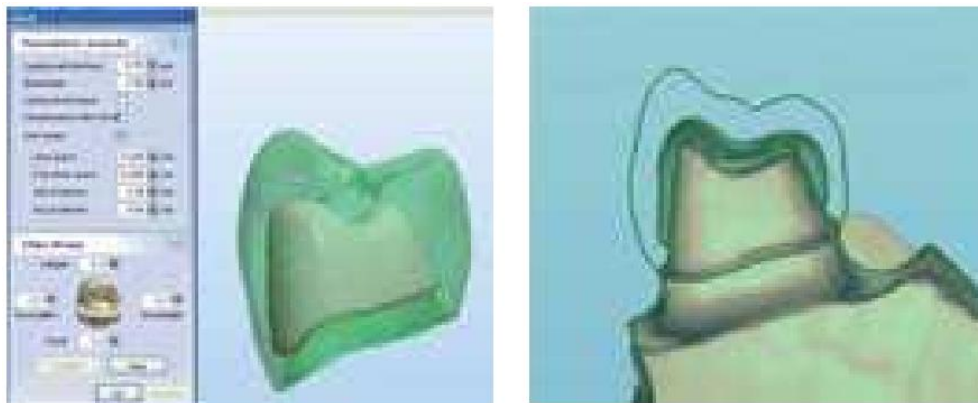


Figure.45 Pages du logiciel 3 Shape Dental Desonger – Henry Schein permettant la réalisation d'infrastructure partielle en zircone. [100]

I.10.1.4 La Fabrication Assistée par Ordinateur

La fabrication assistée par ordinateur est l'aboutissement de la CAO. Les logiciels de FAO intermédiaires entre la CAO et la machine-outil, transforment la maquette virtuelle en un objet réel, prenant en charge le calcul des trajets d'outils en fonction du volume et de la forme de la prothèse modélisée mais aussi de la géométrie des outils utilisés. [102]

La FAO est réalisée suivant 2 principes :

- La fabrication soustractive

Cette technique consiste à mettre en forme un objet par soustraction de matière, à partir d'un bloc brut de matériau par enlèvement de matière. Il permet d'anticiper le retrait de la zircone après le frittage de 22% en surdimensionnant les pièces prothétiques. [103]

Exemples des systèmes d'usinage soustractifs :

- Le système CEREC inLab® (Sirona Dental Systems-Luxembourg)
- Le système Lava™ (3M ESPE-USA)
- Le système Everest® (KAVO Dental, Allemagne)

Le système 3 Shape™ (distribué par Henry Schein)

- La fabrication additive

Le principe de la fabrication additive consiste à la mise en forme d'un objet par ajout de matière par empilement de couches successives. On parle dans ce cas de « fabrication directe » car la pièce est formée directement à partir de sa représentation numérique 3D, sans passer par un moule ou par l'usinage d'un bloc.

Actuellement ces systèmes constituent toujours un axe de recherche et de développement pour les matériaux en céramiques polycristallines, ils ne sont pas encore utilisés couramment. Deux techniques se sont récemment démarquées ; le frittage ou fusion laser sélective, l'impression 3D directe par stéréo lithographie. [102]

I.10.1.5 Émaillage des infrastructures en zircone

Le montage de la céramique cosmétique se fait par une technique de stratification ou de pressée (ou les deux combinées). Ces cosmétiques doivent impérativement être destinés à l'émaillage de la zircone pour être en compatibilité avec son coefficient de dilatation thermique (celui de la céramique doit être légèrement inférieur à celui de l'infrastructure). Ce sont les céramiques vitreuses « feldspathique ou vitrocéramique, renforcées ou non » qui sont utilisées comme matériaux d'émaillage. Exemples : Cercon® Ceram Kiss de Dentsply, IPS e.max" d'Ivoclar-Vivadent, GC Initial Zr de GC, Vintage Zr, Cerabien Zr, CeraMotion® Zr de Dentaureum, VITAVM®9 ... [10]

Les forces de liaison sont multiples et répondent à des mécanismes d'origines physico-chimique (concernent l'état de surface de l'infrastructure et sa mouillabilité) et mécanique (en relation avec les rugosités microscopiques augmentent l'interface et créent des zones de

microclavetage). Une fois la liaison établie, la vitrocéramique cosmétique sera soumise à des forces de compression résiduelles qui augmentent sa résistance. La différence du coefficient de dilatation thermique serait également génératrice de cette force qui plaquerait la céramique cosmétique sur l'infrastructure après refroidissement. Toutefois, un écart trop important entre les deux coefficients conduit inévitablement à une décohésion des deux matériaux lors du refroidissement. [10]

Chapitre II :

Préparation à

l'assemblage

Chapitre II. Préparation à l'assemblage

II.1 Rappels et notions générales sur l'assemblage

L'assemblage est la dernière étape de la réalisation d'une restauration prothétique, elle se peut se définir comme un ensemble de phénomènes physico-chimiques qui se produisent lorsque deux matériaux, ou deux pièces, sont mis en contact intime (adhésion): le but est de créer une résistance mécanique à leur séparation (adhérence). Il est déterminant afin de garantir la pérennité et la solidité de l'ensemble dent/céramique. Il a pour objectifs d'absorber les contraintes d'une part et de créer une étanchéité marginale résistante aux diverses agressions (physiques-chimiques et bactériennes) d'autre part. Il doit donc suivre un protocole précis et rigoureux. [103]

La fiabilité de ces restaurations repose sur trois éléments essentiels : [104]

- le traitement de surface du matériau de restauration,
- le conditionnement des tissus dentaires,
- les propriétés adhésives et rhéologiques des matériaux.

II.2 Préparation des surfaces à assembler

A l'heure actuelle, l'ensemble des études évaluent davantage les effets des différents traitements de surface sur la force d'adhésion que le matériau d'assemblage utilisé. Le conditionnement de surface en fonction de la composition de la céramique et le respect des recommandations du fabricant sur le matériau de collage utilisé permettent d'obtenir les meilleurs résultats cliniques. [105]

II.2.1 Préparation de la surface de la zircone

Le succès de l'assemblage des restaurations prothétiques en zircone dépend de la liaison mécanique à travers des interactions micromécaniques avec les rugosités de la surface à assembler et de la liaison chimique entre la céramique et les matériaux d'assemblage.

La céramique de zircone ne comprenant pas de silice, ce qui rend la rétention mécanique difficile car il n'y a pas de rugosités de surfaces créées. Le manque de silice empêche aussi la rétention chimique créée entre la silice et le silane. [106, 107]

A cause des difficultés de création de rétention mécanique et chimique de la zircone, des méthodes alternatives ont été explorées pour coller la zircone en utilisant des résines.

II.2.1.1 Prétraitement par revêtement micromécanique

II.2.1.1.1 Sablage de particules d'alumines

Le sablage est une méthode utilisée pour créer de la rugosité de surface sur la zircone pour augmenter la rétention mécanique. Il y a plusieurs manières de créer de la surface abrasive : [105]

- l'abrasivité créée par du papier ou des disques abrasifs (SiC ou Al_2O_3),
- l'abrasivité créée par une fraise diamantée,
- l'utilisation de particules d'air-abrasion d'alumine (Al_2O_3) ou autre particule abrasive.



Figure.46 Micro-sableuse Rondoflex Plus 360, KAVO
[109]

Certains articles de recherche ont prouvé que ces techniques peuvent créer des microfissures de la surface [110, 111] qui sont le point de départ de fissures et donc endommager la force et la résistance du matériau à la fracture. De plus, ces dommages non seulement se produisaient à la surface, mais s'étendaient également plus profondément jusqu'à une profondeur d'environ $4\ \mu\text{m}$. [112-114]

Le sablage produit un changement de phase de la surface de la zircone (de la phase tétragonale à la monolithique). Cela peut théoriquement produire une couche de pression qui pourrait contrecarrer la réduction de force due aux microfissures. [110, 115]

Il est donc avéré que ces petits défauts ont tendance à fusionner et à grossir jusqu'à atteindre une taille critique et y'aura par la suite une défaillance catastrophique du matériau. [113, 116]

Dans une étude [117] qui visait à évaluer l'effet de différentes pressions de dynamitage et de la composition des particules en suspension dans l'air et taille sur la transformation de phase

et le changement morphologique de surface de la Y-TZP. Les échantillons frittés à 1350°C pendant 2h ont été abrasés avec des particules d'alumine de taille 30, 50 et 110µm à des pressions de 1 ; 1,5 ; 2 ; 2,5 ; 3 et 3,5 bars.

Après observations des défauts, microfissures et transformation de phase t – m, ils ont conclu que l'ampleur du changement morphologique et de la transformation de phase t – m de la surface abrasée dépendait des pressions et de la taille des particules abrasives. Une pression plus élevée et une taille plus grande entraînait des changements morphologiques plus importants et une transformation de phase t – m plus fréquente.

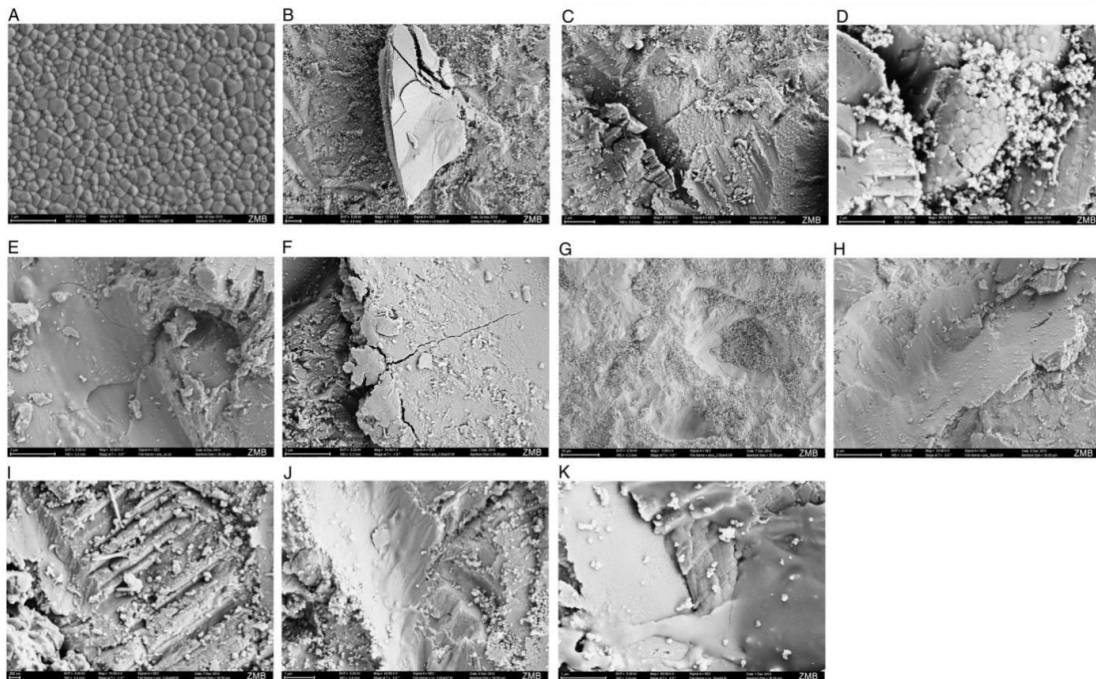


Figure.47 Images FESEM de surfaces en céramique Y-TZP non abrasées et abrasées [130]

- A) Spécimen non enragé;
- B) Spécimen a abrasé avec 30 µm de particules d'alumine à revêtement de silice à une pression de 1 bar illustrant une particule d'alumine abrasive sur la surface Y-TZP;
- C) Spécimen a abrasé avec 110 µm de particules d'alumine à une pression de 1 bar, représentant des défauts à la surface;
- D) Spécimen a abrasé avec 110 µm de particules d'alumine recouvertes de silice à une pression de 1 bar montrant les dommages de la surface abrasée Y-TZP;
- E) Le spécimen a abrasé avec 110 µm de particules d'alumine à une pression de 2,5 bar;
- F) Le spécimen a abrasé avec 110 µm de particules d'alumine à une pression de 3,5 bar; mettant en évidence les micro-cracks résultant de l'abrasion;

G) Spécimen a abrasé avec 110 μm de particules d'alumine revêtues de silice à une pression de 3,5 bar en preuve de fosses formées par un impact des particules;

H) Le spécimen a abrasé avec 110 μm de particules d'alumine à une pression de 3 bar; déformation plastique résultant du processus abrasif;

I) Spécimen a abrasé avec 110 μm de particules d'alumine à une pression de 3,5 bar, affichant les débris déposés sur la surface abrasée;

J) Spécimen a abrasé avec 30 μm de particules d'alumine revêtues de silice à une pression de 3,5 bar;

K) Spécimen a abrasé avec 30 μm de particules d'alumine revêtues de silice à une pression de 3 bar (Les images j et k présentent la fusion formée sur la surface de céramique abrasée).

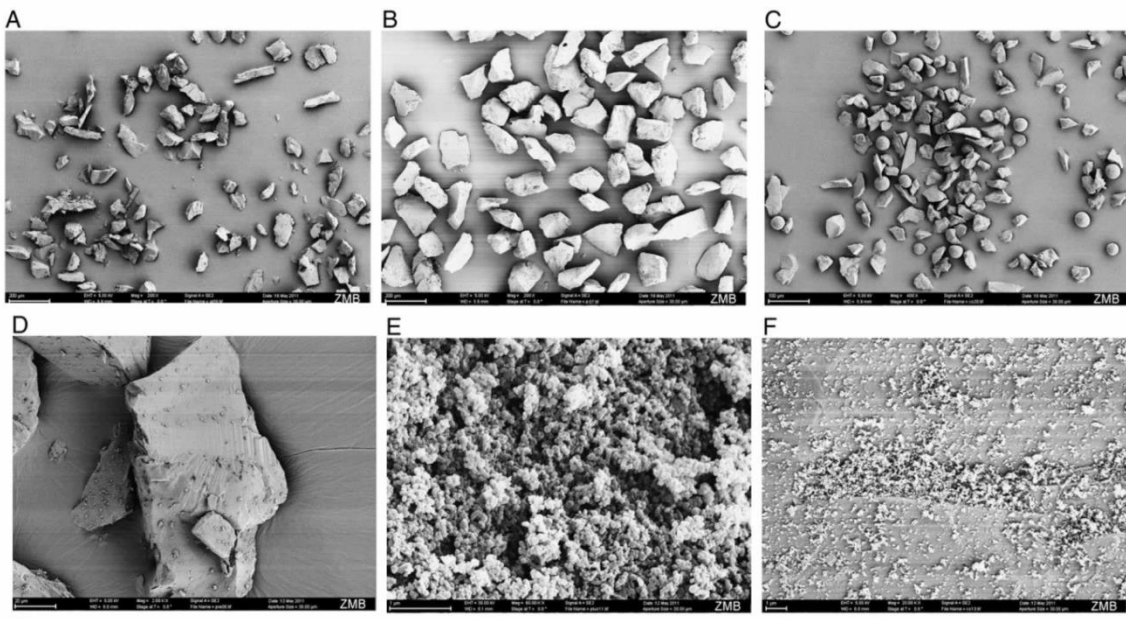


Figure.48 Images FSEM de particules utilisées dans le processus d'abrasion [117]

A) 50 μm de particules d'alumine;

B) 110 μm de particules d'alumine;

C) Les particules d'alumine recouvertes de silice de 30 μm ; D) défaut de particules abrasives;

E, F) Les particules de nano-silice déposées à la surface des particules d'abrasion d'alumine revêtues de silice.

Ainsi, l'abrasion de la surface céramique avec des particules d'alumine en suspension dans l'air de 50 ou 110 μm à des pressions de 2,5 ou 1,5 bar, respectivement, a été considéré comme la condition de sablage optimale. [117]

Dans une autre recherche [118] qui évaluait l'effet de la taille des particules de sablage sur la topographie de la surface et contraintes de compression de la zircone conventionnelle (3Y-

TZP) et deux zircons hautement translucides (4Y-PSZ ou 5Y-PSZ). Ces trois qualités différentes de zircone dentaire ont montré différents degrés de dépendance à la taille des particules d'Al₂O₃ en termes de topographie de surface, de transformation de phase et de contraintes de compression internes.

Dans une revue systématique sur l'efficacité clinique des méthodes de liaison en zircone [119], ils recommandent actuellement l'utilisation des particules aéro-abrasives avec 50 mm d'Al₂O₃ à 0,10 à 0,25 MPa en combinaison avec un monomère phosphate contenant de la résine adhésive pour lier la zircone.

L'étude de Ruales Carrera [120] compare le sablage de zircons conventionnelles et translucides (0,05 % alumine) ST™ Upcera (Shenzen Upcera technology), avec des particules de diamètre 50 µm à 0,25MPa à 10 mm à la méthode tribochimique. Cette étude conclut que le sablage possède des valeurs d'adhérence supérieures à la méthode tribochimique et que les zircons conventionnelles possèdent des valeurs d'adhérence supérieures aux zircons translucides (zircons Upcera). D'autres études montrent cependant qu'il n'y a pas de différence de collage entre zircons conventionnelles et zircons hautement translucides. [121]

II.2.1.1.2 Sablage tribochimique

Le sablage tribochimique est considéré comme le prétraitement de surface de référence pour les matériaux ne possédant pas de matrice vitreuse. C'est le système de revêtement de surface le plus utilisé. Il permet d'augmenter les forces de liaisons en raison de la forte teneur en silice à la surface du substrat. Le Rocatec® est à destination des laboratoires et le Cojet® qui est le système de sablage réactif utilisable au fauteuil. [122, 123]



Figure.49 Le système Cojet®
[124]



Figure.50 Le système Rocatec®
[125]

La première étape de ce traitement va consister en projection sur la surface à traiter (intrados) de particules d'alumines gainées de silice sous haute pression (jusqu'au 1200°C localement). Cette rapide élévation de température momentanée est causée par le transfert de l'énergie cinétique à l'énergie thermique. Il en résulte une incorporation de silice à la surface du matériau (jusqu'à 15µm de profondeur) : la surface va être ainsi vitrifiée. Ce type de sablage est appelé sablage réactif. Cette surface modifiée pourra ensuite être conditionnée par un silane permettant de réaliser une liaison chimique entre la zircone et le polymère de collage. [122, 123]

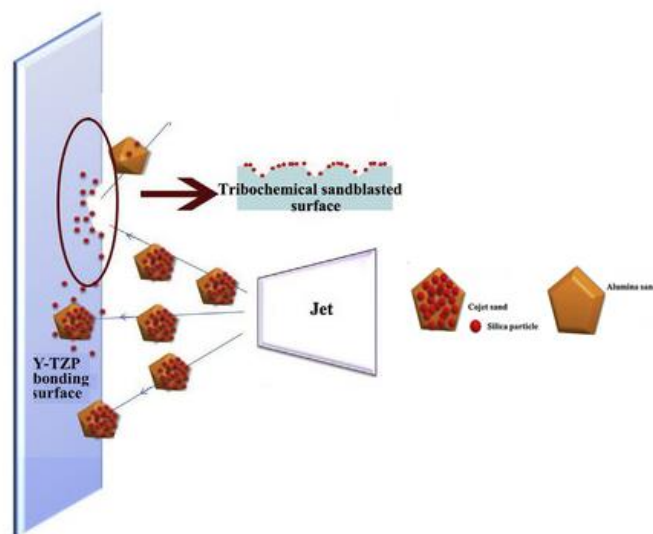


Figure.51 Procédé de sablage tribochimique [126]

L'objectif de cette méthode est d'avoir une surface de collage réceptive au silane largement répandu dans les systèmes adhésifs et qui joue le rôle de promoteur d'adhésion sur l'interface zircone-résine.

Dans les limites d'une revue systématique des études in vitro, il a été possible de conclure que : la combinaison d'un revêtement de silice tribochimique et d'un apprêt à base de silane a le potentiel d'être une alternative efficace au sablage à l'alumine pour le collage des restaurations en zircone dans les deux cas. [127]

II.2.1.1.3 Le mordantage avec l'acide fluorhydrique

Le mordantage à l'acide fluorhydrique est une méthode couramment utilisée pour le traitement de surface des céramiques vitreuses. La réaction avec la phase vitreuse va avoir pour effet d'éliminer la matrice silicique pour venir exposer les structures cristallines venant ainsi créer des rétentions micro-mécanique.

La zircone ne possédant pas de matrice silicieuse, le mordantage de la surface sera donc inefficace. [123] Cependant, des études [128-130] plus récentes ont révélé que le mordantage à l'acide fluorhydrique de la zircone pouvait être efficace.

Srimporn et al. [129] ont constaté que 9,5% et 48% HF peuvent graver la céramique de zircone dentaire à 25 ° C, créant des nano porosités évidentes en 2 h et 30 min. Bien que la gravure à la température ambiante soit encouragée et seraient potentiellement bénéfiques en milieu clinique, les dommages potentiels causés par la gravure des restaurations Y-TZP n'ont pas été étudiés avant cette étude. Ils ont supposé qu'une transformation de phase $t \rightarrow m$ était induite par une dégradation à basse température, car la gravure d'HF avait été appliquée avec une exposition prolongée à basse température.

Dans une étude sur l'effet des traitements de surface de la zircone sur la résistance au cisaillement des composites en céramique de zircone / de placage [131], il a été prouvé que l'immersion de la zircone dans 9,5% de HF produisait une rugosité de surface similaire à 80 ° C pendant 1 min et à 25 ° C pendant 1 h. Donc les irrégularités de surface augmentent avec l'élévation du temps d'immersion et de la température de la solution de gravure. [129]



Figure.52 Zirconia Etchant Cloud System [132]

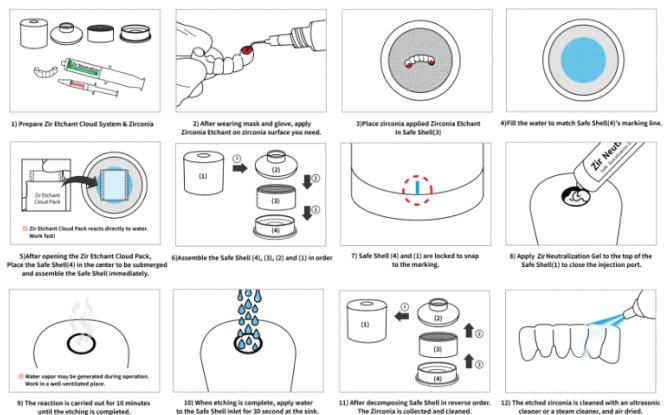


Figure.53 Procédure de gravure à chaud HF [133]

Haifeng Xie et coll. [134] avaient pour but d'évaluer les effets de l'acide fluorhydrique (HF), de l'acide acétique et des traitements à l'acide citrique sur les propriétés physiques et la structure de la zircone (Y-TZP) à température ambiante. Au total, 110 échantillons de zircone en forme de barre ont été répartis au hasard en 11 groupes. Les spécimens du groupe témoin (C) n'ont reçu aucun traitement de surface. Dix échantillons chacun ont été immergés à température ambiante dans 5 % et 40 % d'acide HF pendant 2 h (40HF0), 1 jour (5HF1, 40HF1) et 5 jours (5HF5, 40HF5), tandis que 10 chacun ont été immergés à température

ambiante dans 10 % d'acide acétique et 20 % d'acide citrique pendant 7 (AC7, CI7) et 14 jours (AC14, CI14).

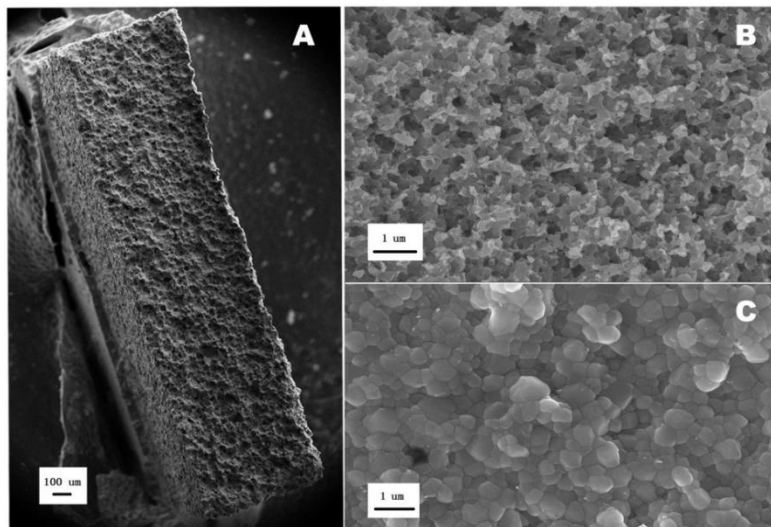


Figure.54 Images au microscope électronique à balayage d'échantillons représentatifs du fluor hydrofluorique (HF) [134]

Les observations au SEM ont révélé des morphologies de surface Y-TZP complètement différentes dans les 11 groupes. Tous les échantillons immergés dans l'acide HF étaient manifestement gravés et présentaient une texture cellulaire, comprenant le délogement des grains superficiels, une forme irrégulière des grains et une diminution de la taille des grains (A, B, quelle que soit la durée d'immersion et la concentration de HF). Plusieurs concavités rondes et peu profondes ont été observées dans les spécimens des groupes 40HF5, 40HF1 et 5HF5. Cependant, il n'y avait aucune différence dans la morphologie de la surface entre les spécimens des groupes témoins, AC7, AC14, CI7 et CI14 (C), qui présentait une structure homogène à grains fins et des espaces inter-grains fermés. [134]

En revanche, ils ont conclu que la résistance à la flexion, l'état de surface et la dureté Vickers de surface du Y-TZP sont considérablement détériorés par la dégradation chimique avec 40 % de HF à température ambiante et que 5 % de HF peut créer une surface rugueuse à température ambiante sans détériorer la résistance à la flexion des restaurations Y-TZP. [134]

Cependant, les études [135-137] ont montré que l'utilisation de concentrations élevées de HF à des températures élevées est une méthode très dangereuse, car elle implique une exposition à des vapeurs d'HF.

II.2.1.1.4 Le mordantage par infiltration sélective (SIE)

Une nouvelle technique pour créer de la rugosité de surface sur la zircone a été explorée, le mordantage par infiltration sélective. [138] Le SIE utilise la température pour créer des sortes de grain à la surface de la zircone, permettant une infiltration de verre fondu dans ces joints nouvellement créés. Le verre est alors mordancé avec HF, créant un réseau tridimensionnel d'inter-granulation de porosités qui permet un verrouillage nano-mécanique du ciment résineux avec augmentation de la force de collage. [139, 140] Le produit du mordantage par infiltration sélective est composé de : SiO_2 (65% du poids), Na_2O (15%), Al_2O_3 (8%), Li_2O (3%), B_2O_3 (4%), CaF (5%). [141]

L'avantage du mordantage par infiltration sélective est qu'il crée seulement des grains qui sont ensuite enfouis dans le verre fondu, permettant de contrôler la zone de la surface à mordancer.

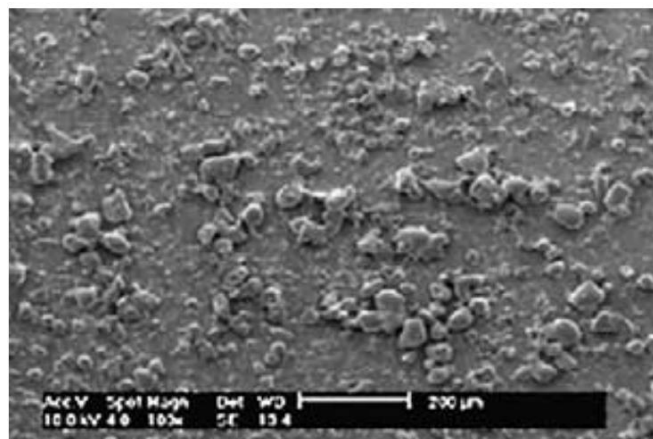


Figure.55 Images en microscopie électronique à balayage illustrant perles de verre fusionnées sur une surface en céramique de zircone [142]

L'étude de Rasmia Salem [143] sur les zircons (inCoris® TZI de chez Dentsply Sirona) compare le sablage avec des particules d'alumines de $50\mu\text{m}$ à une pression de 0,2Mpa aux traitements de surface par pulvérisation par fusion et infiltration sélective. Leurs résultats d'adhérence par test de traction concluent que le traitement par sablage est inférieur à ces deux traitements.

Derand et coll ont montré que l'utilisation du film de micro-perles augmentait significativement la force de collage de la zircone (11,3-18,4 MPa) comparativement à la zircone non traitée ou silanisée (0,5-1,5 MPa). [139]

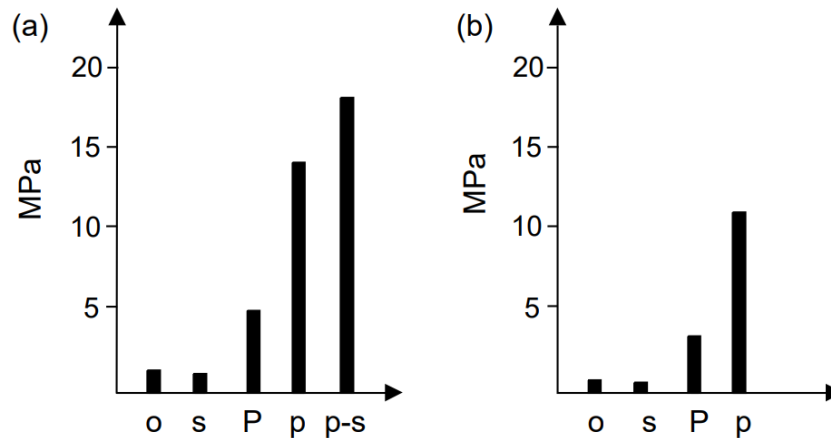


Figure.56 Force de collage (MPa) pour des échantillons de zircone (a) pressée et (b) glacée et traitée par : (o) non traitée, (s) silanisée, (P) pulvérisée, (p) micro-perles de verre fondu, (p-s) micro perles traitées avec silane [139]

II.2.1.2 Prétraitement par un revêtement pyrochimique de silice

La silicatisation Consiste à injecter la solution de revêtement qui contient du tétraéthoxysilane (TEOS) dans la flamme pour venir déposer une fine couche de silice au niveau de l'intrados de la zircone (environ 0,1 à 1 μm d'épaisseur) permettant de transformer la surface en verre. Cette technologie de revêtement des surfaces est basée sur l'utilisation de températures élevées (environ 150-200 $^{\circ}\text{C}$). Une fois la surface revêtue de silice est refroidie à température ambiante, elle pourra être recouverte d'un silane (silanisée). Après le séchage du silane, un opaquer (diméthacrylate) contenant des pigments peut être appliqué pour des raisons esthétiques puis photopolymérisé avant finalement d'utiliser la colle composite. [144]

On retrouve le produit de revêtement sous le nom de Silicoater® et PyroSil pen® pour le nom commercial. [144]



Figure.57 Set de base Pyrosil® contenant un flacon de primaire et un flacon de silane [145]

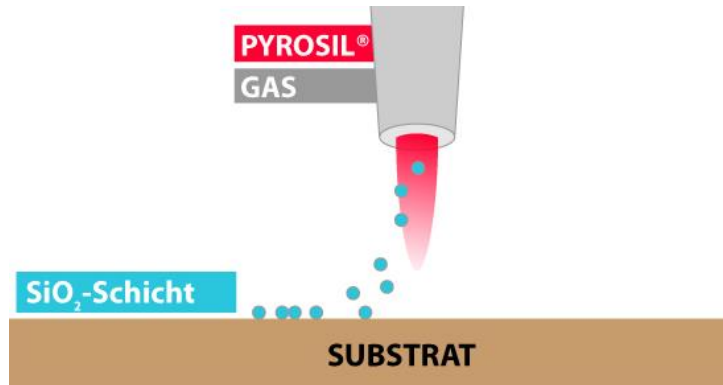


Figure.58 Schémas explicatifs de la technologie de Pyrosil [146]

Une étude d'Ozcan et de Vallittu (2003), [142] a confirmé que l'application du revêtement de silice et le traitement au silane est efficace pour la liaison de la zircone aux différents ciments résineux. [147] Il est donc signalé que l'application combinée de revêtement de silice, de silane et de MDP est actuellement l'un des systèmes de liaison les plus fiables pour la zircone. [148]

II.2.1.3 Autres prétraitements

II.2.1.3.1 Traitement par dépôt de plasma

Le plasma est un état de la matière produit par une décharge électrique d'un gaz fluoré, généralement de l'hexafluorure de soufre SF₆ ou du tétrafluoroéthane C₂H₂F₄ et dans lequel les molécules sont ionisées. Il va être créé soit entre deux électrodes soumises à un courant alternatif de haute fréquence soit par une résonance entre les liaisons moléculaires et un champ micro-onde. Après excitation, le gaz va être appliqué sur la surface à traiter. [149-151]

Cette méthode a l'avantage d'être une méthode non destructive par rapport à un traitement plus classique, comme un sablage à l'alumine et de ne pas engendrer de micro-fêlures par exemple.

L'application de plasma produit une force de collage qui est significativement plus forte que la zircone silanisée. [139]

Cependant, l'inconvénient de cette méthode est qu'elle nécessite un équipement de laboratoire ainsi qu'une source d'énergie RF (radiofréquence), un réacteur équipé d'une pompe à vide et un contrôle du fonctionnement des gaz venant donc limiter la possibilité d'une utilisation clinique.

II.2.1.3.2 Technique de dépôt d'une phase unique de vapeur

Cette méthode est la plus récente pour appliquer une couche de silice à la surface de la zircone. Piascik et coll ont recherché une technique d'application d'une unique couche en phase vapeur, dans laquelle un gaz chloro-silane (SiCl_4) est combiné avec la vapeur d'eau pour former une surface fonctionnelle de Si_xO_y sur la surface de la zircone. [152]

C'est une couche ultra fine et uniforme, de molécules organiques qui recouvrent la zircone pour augmenter la force de collage. [153] Le collage est dépendant de l'épaisseur du film de Si_xO_y : plus le film semble fin, plus l'adhésion chimique semble bonne.

II.2.1.3.3 Traitement par procédé sol-gel (solution-gélification)

Cette méthode va permettre la formation d'un réseau de silice au niveau de la surface traitée via une étape d'hydrolyse et une étape de polycondensation de tetraethyl orthosilicate (TEOS). L'hydrolyse va permettre la formation de molécules silanol. Deux molécules de silanol vont former entre elles une liaison siloxane, puis vont subir par la suite une polycondensation pour former un réseau de silice. Ce réseau va réagir chimiquement avec la surface de la zircone pour venir former une couche de silice sur cette surface.

Cette technique semble efficace mais elle est incompatible avec une utilisation clinique, le temps d'application nécessaire étant particulièrement long (24h à 141h). [154]

II.2.1.3.4 Prétraitement au laser

- Laser Er YAG :

Cavalcanti et Coll se sont intéressées au rôle du laser Er:YAG (erbium-doped yttrium aluminium garnet laser) pour augmenter la force de collage des résines composites à la zircone. Ils ont utilisé un laser qui émettait une longueur d'onde de $2.94 \mu\text{m}$ avec un diamètre de $1000 \mu\text{m}$ à l'aide d'un simple contact avec une sonde perpendiculairement à la surface. Le laser Er:YAG a la capacité d'enlever des particules par un effet de micro-explosions et de vaporation. La surface de la zircone était irradiée pendant cinq secondes en utilisant un fin spray d'eau. [155, 156]

Les résultats indiquent que l'irradiation au laser de la surface de la zircone n'est pas efficace dans l'augmentation de la force de collage. [156] En effet, les images SEM montrent une différence morphologique entre les tempêtes plates Y TZP. L'abrasion de l'air avec $50 \mu\text{m}$ de particules d' Al_2O_3 a créé une surface plus rugueuse par rapport à la surface irradiée par le

laser ER: YAG. En revanche, il est pour l'origine d'une surface lisse, avec quelques fissures perceptibles uniquement.

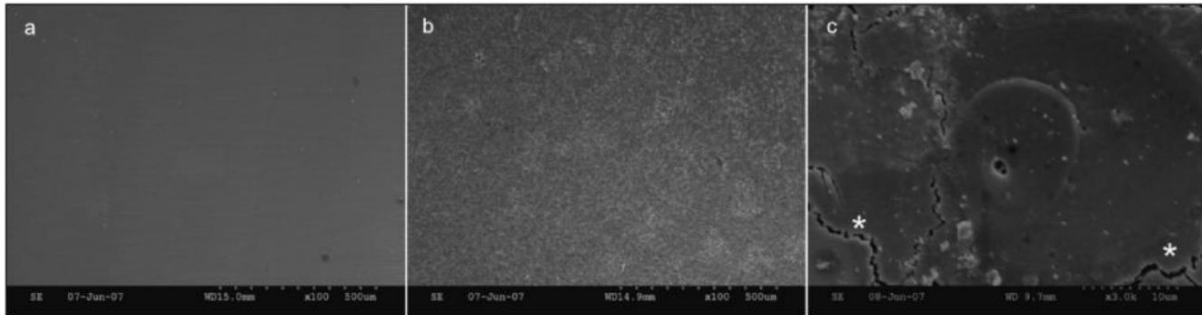


Figure.59 Images au MEB de la surface de la zircone non traitée (a), la surface Y-TZP traitée par air-abrasion avec des particules d'Al₂O₃ de 53 μm (b), la surface de Y-TZP irradiée avec un laser Er:YAG (c). [156]

De plus, les propriétés mécaniques de la zircone peuvent être affectées négativement par les changements de température durant le traitement au laser. [155]

- Laser femtoseconde :

Un des nouveaux traitements de surface en cours d'exploration, est l'irradiation avec un laser femtoseconde qui produit des impulsions optiques d'une durée de l'ordre de grandeur du femtoseconde ($1\text{fs}=10^{-15}\text{s}$).

De bons résultats sont observés avec ce traitement avec des valeurs d'adhésion proche des résultats obtenues par un traitement de surface tribochimique.

Le traitement par laser femtoseconde semble être une bonne alternative aux traitements de surfaces plus conventionnels et est donc actuellement un nouveau sujet de recherche et d'étude pour l'augmentation de l'adhésion à la zircone. [157]

- Laser CO₂ :

Dans son étude sur l'effet du Laser CO₂ sur les zircons IPSe.max® (Zircad LT) (4% mol. yttrium), El Gamal [158] montre qu'une irradiation de l'intrados de $6.37 \times 10^4 \text{W/cm}^2$ peut être intéressante en complément du sablage + application d'un primaire 10-MDP. [159]

II.2.2 Préparation des surfaces amélo-dentaires

Un matériau d'assemblage doit pouvoir s'étaler à la surface du substrat pour obtenir une bonne adhésion. Afin que cet étalement soit optimal, il faut augmenter la réactivité des surfaces dentaires. [160]

Pour que l'adhésion soit optimale, non seulement il est nécessaire de traiter l'intrados de la pièce prothétique mais il est aussi primordial de traiter la surface dentaire, qui a le plus souvent une composante amélaire et une composante dentinaire, mais le collage sur cette dernière reste moins fiable que le collage sur l'émail donc elle nécessite plus d'attention. Il existe différents traitements de surface, [161] dont :

II.2.2.1 Air abrasion / Sablage

Le sablage et l'aéro-abrasion sont deux techniques utilisant le même principe mais ayant des buts bien différents. En effet, le sablage a pour rôle de traitement de surface pour améliorer le collage d'une pièce prothétique et un décapant/nettoyant. Mais l'air abrasion a un rôle purement abrasif.

L'état de surface préparée dépend de trois paramètres : le temps, la pression et la quantité de poudre. Donc il est conseillé de :

- minimiser le temps de sablage (2 – 6 s),
- avoir une pression suffisamment forte (3 – 4 bars),
- projeter une quantité de poudre importante (échelle 3 à 4).

Le sablage consiste à propulser des microparticules d'oxyde d'alumine de 50 µm sur la surface de la dent [139], ce qui provoque des macro-gravures contrairement à l'utilisation d'acides qui permet d'obtenir l'effet de micro-gravure.

Cette technique ne permet pas l'amélioration de l'adhésion car lors du sablage d'autres facteurs agissent de façon néfaste sur l'adhésion notamment :

- La création de « pseudo-boue » obstrue les tubules dentinaires, [162, 167]
- L'apparition de fêlures et de fractures au niveau de la dentine péri-tubulaire et inter-tubulaire après avoir sablé, [163]
- La persistance de particules d'oxyde d'aluminium, même après rinçage. [163, 164, 168, 169]

Bien que les résultats sur l'apport direct du sablage sur l'adhésion soient controversés, le sablage a un bénéfice indirect sur l'adhésion en permettant un meilleur nettoyage et une meilleure décontamination optimale de la surface de collage. [161]

II.2.2.2 Sono et ultra sono abrasion

La sono-abrasion s'applique à l'ensemble des techniques de dentisterie restauratrice, ainsi qu'aux préparations prothétiques fines (facettes, biseaux, etc.). L'action des inserts sur les tissus dentaires est la même quel que soit le système utilisé : initier des craquelures amélaire.[170] Néanmoins, certains auteurs s'accordent à dire que les finitions seraient plus homogènes qu'avec des techniques conventionnelles et qu'il y aurait moins de micro infiltrations. [171]

II.2.2.3 Les lasers

Les lasers les plus utilisés en bouche sont : CO₂ et les Nd YAG. Ils permettent d'obtenir des une éviction aussi bien de la substance inter qu'intraprismatique, aboutissant à la création d'une surface irrégulière et poreuse, ce qui permet la pénétration du produit du collage. [172] Une étude montre que la micromorphologie de l'émail traité par ces lasers est quasiment identique à une surface traitée par acide. Cependant, l'intensité de la radiation définit les états de surface et des rugosités différentes de sur l'émail traité. [173]

Cette technique permet de conditionner l'émail en entraînant une recristallisation de celui-ci donc réduit la probabilité de son endommagement. Mais, il l'apparition d'effets secondaires thermiques indésirables et le développement de microfissures sont à noter. [174]

II.2.2.4 Mordançage

- L'acide orthophosphorique

Le mordançage à l'acide orthophosphorique est la technique historique pour la préparation de la surface amélaire. [175, 176] Utilisé à 35 – 40% pendant 15-30s sur l'émail et 15s sur la dentine. Cette procédure transforme une surface lisse et polie en une surface irrégulière, augmentant ainsi la tension superficielle et favorisant la mouillabilité.



Figure.60 Acide orthophosphorique 35%, Ultradent [177]

C'est une technique qui peut être agressive puisqu'elle peut entraîner une perte de la couche amélaire superficielle pouvant atteindre 8 à 15 μ m et créer une couche d'une porosité de 5 à 50 micromètres. [178, 179] La dentine peut être déminéralisée à une profondeur d'environ 5 μ m, en fonction du type d'acide, de sa concentration et de sa durée d'application. Il est prouvé que le mordantage de la dentine entraîne la dissolution du minéral des cristaux impliquant les fibres de collagène sans endommager l'ultrastructure du collagène ainsi diminue la tension superficielle. [178]

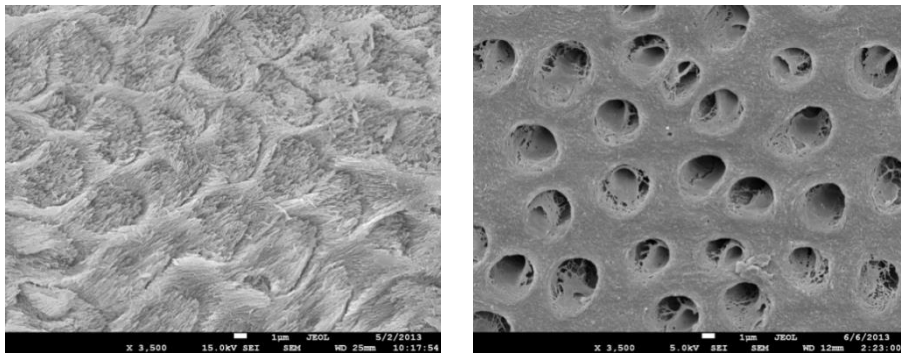


Figure.61 Microscopie électronique à balayage (MEB) de l'émail (gauche) et de la dentine (à droite) après un mordantage à l'acide phosphorique ($\times 3500$) [178]

- L'acide maléique

L'utilisation de l'acide maléique est une alternative au mordantage à l'AP pour l'émail. Une attaque à l'acide maléique à 10 % pendant 15 secondes crée une morphologie de surface similaire tout en éliminant moins de minéraux. Les deux fournissent une force de liaison similaire lors des tests d'adhérence du ciment et de l'émail. [180]



Figure.62 Gel acide phosphorique et maléique, VladMiVa [181]

- L'acide polyacrylique

L'acide polyacrylique est essentiellement utilisé pour le conditionnement de la surface dentaire avant le collage par des CVIMAR. L'acide polyacrylique est utilisé à 10 % pendant environ 20 secondes. Les effets de cet acide sur l'émail sont différents. Il ne réalise pas un mordantage (il ne crée pas de rugosités dans l'émail) mais ils éliminent la couche de frottis des surfaces de dentine et d'émail, rendant ainsi les hydroxyapatites directement accessible pour interagir avec les ciments. [180]



Figure.63 Acide polyacrylique de GC [182]

II.2.3 Préparation des surfaces non naturelles

II.2.3.1 Sur la résine composite

De nombreuses techniques telles que :

- Le mordantage par des agents chimiques ont été recommandés pour augmenter la force de liaison. [183]
- Les articles montrent que l'utilisation de fraise diamantée et l'air abrasion sont efficaces pour augmenter la force de liaison. [183]

- Le primer plastique permet de reconstituer la couche d'inhibition pour un collage sûr entre les couches de composite. [184]



Figure.64 Composite primer de GC [185]

II.2.3.2 Sur le pilier implantaire

La préparation commence par un nettoyage dans un bain à ultra-sons puis séché à l'air. L'embase est vissée sur un analogue puis le profil d'émergence et le puis de vis sont protégés avec de la silicone ou de la cire dure. Les zones de collage de base titane peuvent alors être sablées, à l'aide d'oxyde d'alumine Al_2O_3 (50-100 μ m) à basse pression, jusqu'à avoir une surface mate. Le dispositif d'aéro-abrasion est maintenu perpendiculairement à la surface, à une distance d'environ 10 mm pendant environ 20 s/cm². Après nettoyage à la vapeur, la silanisation des mêmes surfaces peut alors avoir lieu puis un séchage se fait. Certaines colles nécessitent la mise en place d'un adhésif métal sur l'embase. [185] Les agents de couplage silane améliorent la mouillabilité et favorisent les liaisons covalentes sur la surface en titane, augmentant ainsi la force d'adhérence du ciment de scellement à base de résin Utiliser un ciment de scellement à base de résine à double polymérisation contenant du MDP produisant une force d'adhérence élevée. [186]

Certains auteurs recommandent l'utilisation d'aéro-abrasion à l'aide de particules d'alumine recouverte de silice car elle donne une force de liaison plus élevée que l'utilisation de particules d'alumine uniquement, ce qui indique que la morphologie des particules et leur revêtement affectent l'adhésion au titane. Mais d'autres le contre indique carrément car ils donnent des valeurs de rétention les plus faibles en raison de l'épaisseur accrue de la couche de ciment et de l'atténuation des microrainures. [187]

II.3 Agents de couplage et promoteurs de liaison à la zircone

Un agent de couplage est un promoteur d'adhésion. Il est capable de se **lier chimiquement** entre des oxydes de surface d'une céramique, et une surface vitreuse, à des polymères présents dans un produit de collage. Cette liaison chimique étant impossible directement entre la zircone et une résine de collage car ne possédant pas de silice. Les chercheurs ont dû trouver d'autres agents de couplages. [188]

II.3.1 Le silane

L'agent de couplage silane est un monomère synthétique bifonctionnelle hybride (inorganique-organique), largement utilisé en dentisterie pour favoriser l'adhésion entre la colle composite et les matériaux de restauration recouverts de silice. [189]

La formule générale d'un agent de couplage silane montre généralement les deux classes de fonctionnalités : [190]

R : un groupe organofonctionnel → groupement méthacrylate qui se lie par polymérisation à la matrice organique résineuse des adhésifs,

(CH₂)_n : un groupe de liaison,

X : un groupe hydrolysable généralement alcoxy, acyloxy, halogène ou amine. Suite à l'hydrolyse, un groupe silanol réactif se forme (-Si-OH), qui réagit avec des substrats inorganiques présents à la surface des charges siliceuses, pour former des liaisons siloxane.

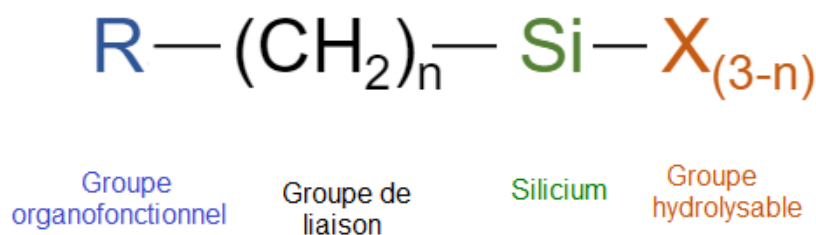


Figure.65 Formule générale du silane [190]

Il joue un rôle important dans la promotion de l'adhésion à la zircone ; la silanisation diminue la tension superficielle du substrat, augmentant ainsi la mouillabilité de l'adhésif. [191]

- Mécanisme d'action

L'adhésion va commencer par une hydrolyse des molécules de silane entraînant leur activation. Les groupes silanol formés vont réagir avec les groupements hydroxyl qui se

trouvent à la surface des céramiques formant un réseau polymère siloxane (Si-O-Si-O) avec la silice de la céramique.

Les chaînes métacrylates du silane vont réagir avec les groupements métacrylates du composite par des liaisons -C-C- grâce à l'ouverture des liaisons C=C par réticulation. Le silane devra être évaporé et idéalement chauffé avant l'application de la colle, la déshydratation permettant un lien fort entre la colle et le silane. [192] Donc, il agit comme un pont pour relier les matériaux organiques et inorganiques entre eux (permet la formation de liaison ionique avec de la zircone et liaison covalente avec du ciment composite). [193]

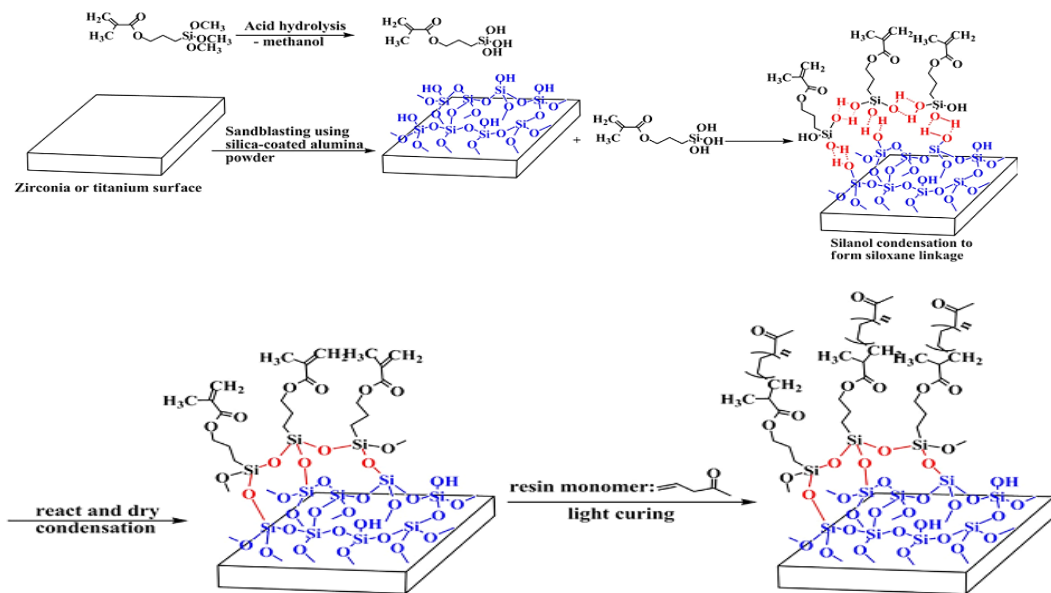


Figure.66 Mécanisme d'adhésion d'une colle résineuse à la zircone recouverts de silice par une application d'agent de couplage le 3-méthacryloxypropyltriméthoxysilane [192]

- Conditionnement [190, 19, 195]

Le conditionnement actuel des silanes se présente sous deux formes : mono-composant ou bi-composant. Le système mono-flacon permet d'avoir un silane utilisable instantanément ; en effet, le silane baignant dans une solution acide, il est donc pré-hydrolysé. Cependant, ce mode de conditionnement réduit le temps de conservation, environ une année à température ambiante, avant que le silane ne se détériore.

Le système bi-composant, se présente sous la forme de deux bouteilles : une contenant le silane en solution stable et l'autre contenant de l'acide, principalement de l'acide acétique. Afin d'engendrer la réaction d'hydrolyse, silane et alcool doivent donc être mélangés. Le

procédé prenant quelques minutes, ce mélange doit intervenir au début du protocole de collage et être protégé pour éviter toute évaporation.

Quel que soit le système employé, le silane devra ensuite être appliqué en une fine couche sur l'intrados de la pièce prothétique afin de garantir une plus grande stabilité, et si possible traité par une source de chaleur afin d'affiner cette couche et de consolider le réseau siloxane.

Le 3 -méthacryloxypropyl triméthoxysilane (MPS) est le silane le plus communément retrouvé dans les différents produits existants sur le marché, puisque son groupement fonctionnel méthacrylate permet de créer des liaisons avec la majorité des résines.



Figure.67 Silane Monobond Plus, Ivoclar Vivadent [196]

- Particularité de la zircone



Figure.68 Bis-Sil, Bisco [197]

Des études ont montré que les agents silanes seuls ne facilitent pas la formation d'une liaison plus forte, [198] ou ne sont d'aucune utilité dans la liaison. [199] La seule application d'agent silane ne suffit pas ; [200, 201] la surface doit être prétraitée avec une autre méthode de conditionnement pour obtenir une liaison clinique acceptable, c'est-à-dire 13 à 16 MPa. [202-204] En particulier, l'utilisation d'un revêtement de silice tribochimique comme prétraitement de surface est recommandée. [205]

Selon une étude de Jung-Yun et col en 2015, le primaire à 1 % de silane (γ -MPTS) était le plus efficace pour améliorer la liaison de la résine à une céramique de zircone. Un simple traitement thermique de la céramique de zircone prétraitée avec un primaire au silane présente un potentiel en tant que nouvelle méthode. [206]

II.3.2 Le 10 méthacryloyloxydécyle dihydrogénophosphate

Aujourd'hui, le monomère 10-MDP est utilisé dans de nombreux systèmes adhésifs et possède de nombreux attributs positifs. En raison de sa structure moléculaire favorable à l'adhésion, de son comportement hydrophobe et de son interface adhésive caractéristique qui favorise la durabilité et la résistance de la liaison.

La molécule 10 méthacryloyloxydécyle dihydrogénophosphate est constituée d'un groupe acide phosphorique placé à une extrémité de la molécule, d'un groupe vinyle à l'autre extrémité et d'une chaîne ester espaceur composée de dix carbones qui sépare ces deux groupes actifs.

Le groupe vinyle facilite la polymérisation et assure un couplage chimique avec des liaisons carbonées insaturées dans la matrice résineuse du substrat. Le groupe phosphate est un agent crucial pour favoriser l'adhésion avec l'hydroxyapatite ou des oxydes métalliques tels que l'alumine ou la zircone. Il s'agit du groupe clé responsable de la capacité de liaison chimique du 10-MDP avec des surfaces de zircone non polaires et chimiquement inertes [126,128, 207, 208, 209]

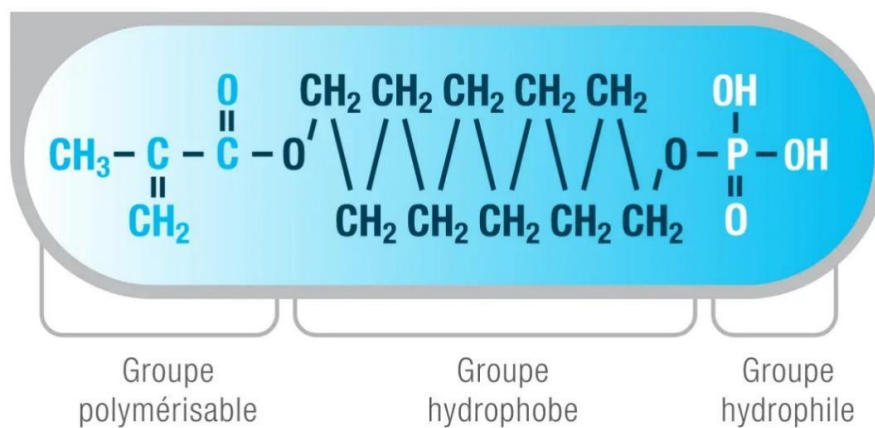


Figure.69 Structure chimique du monomère MDP [210]

- Mécanisme d'adhésion/liaison

Il forme une double liaison chimique : avec la dent déminéralisée par réaction entre les parties hydrophobes du 10-MDP avec le collagène et avec zircone par réaction entre les groupes esters phosphates de 10-MDP avec les groupes hydroxyles sur la surface passive de la zircone. [128, 211]

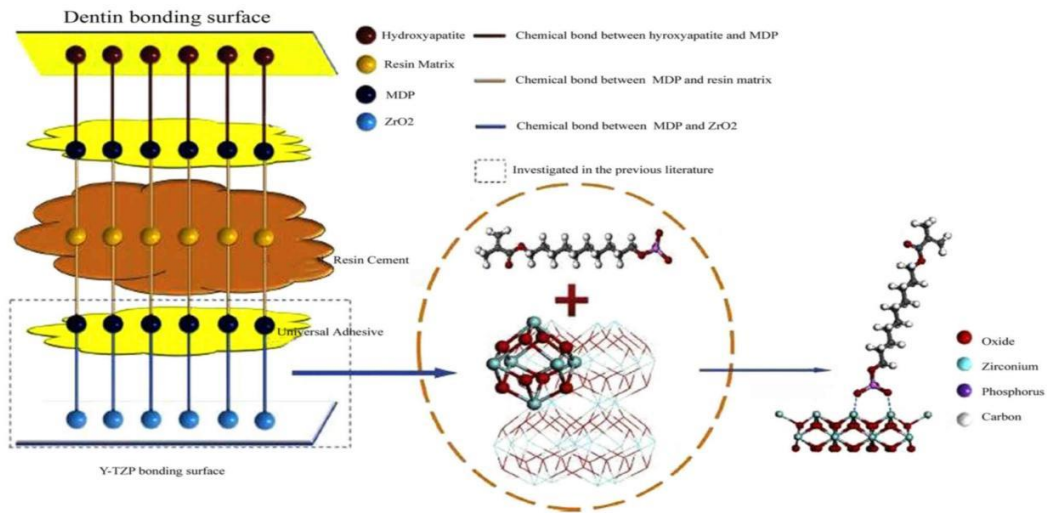


Figure.70 Liaisons chimiques au sein de la structure de type sandwich constituée de deux interfaces : l'une entre la résine de ciment et l'adhésif universel sur la surface de la dentine et l'autre entre la résine de ciment et l'adhésif universel sur la surface Y-TZP

[212]

L'interaction chimique intense établie entre le MDP et l'hydroxyapatite est attribuée à la dissolution superficielle de l'hydroxyapatite induite par l'adsorption du MDP, et ultérieure dépôt de sels de MDP-Ca avec une solubilité inférieure à celle des sels produits par d'autres monomères, contribuent à la protection des fibres de collagène. [213-218]

Grace à ses propriétés, le 10-MDP peut s'auto-assembler en un réseau tridimensionnel de nano-couches à l'interface adhésif-dent : c'est ce qu'on appelle le « nanolayering » ou nano-assemblage. Cette nano-couche possède un module d'élasticité plus élevé que celui de la résine adhésive environnante, suggérant ainsi qu'elle contribue à la résistance mécanique des adhésifs et par conséquent à la longévité clinique des liaisons à base de 10-MDP. [219]

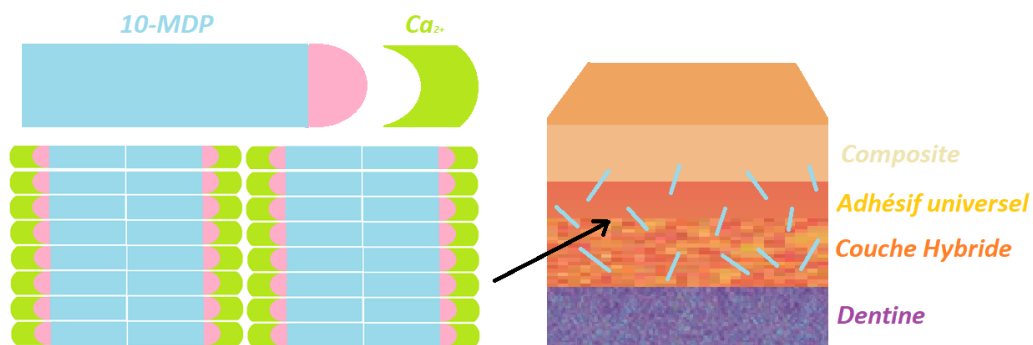


Figure.71 Mécanisme de nano-assemblage [219]

Les critères de sélection des monomères doivent inclure des propriétés telles que la stabilité du sel de calcium, mouillage du substrat et comportement en copolymérisation. [220] En

revanche, les impuretés et les dimères peuvent réduire les forces d'adhérence lors de l'utilisation de systèmes adhésifs avec ce monomère fonctionnel.

D'après un travail de recherche de Nagaoka et Yoshihara [128] publié dans la revue Nature en mars 2017, la nature des liaisons entre le MDP et la zircone a pu être précisée. Ces chercheurs ont mis en évidence plusieurs éléments particuliers :

- la concentration en MDP utilisée a un rôle important : une concentration minimale de MDP (1ppb) est nécessaire pour que l'adhésion soit significativement améliorée. Au-delà, l'adhérence est augmentée de façon dose-dépendante. Par ailleurs, ils ont observé des fractures 100% adhésives pour des concentrations allant jusqu'à 1ppm (1ppm=1 000ppb). Donc la concentration doit être au moins 1000 fois plus grande pour un collage efficace (50% de fractures adhésives),
- le taux d'humidité des pièces joue un rôle important,
- il y a trois modes d'interactions entre le MDP et la zircone : liaison hydrogène, ionique ou les deux simultanément.

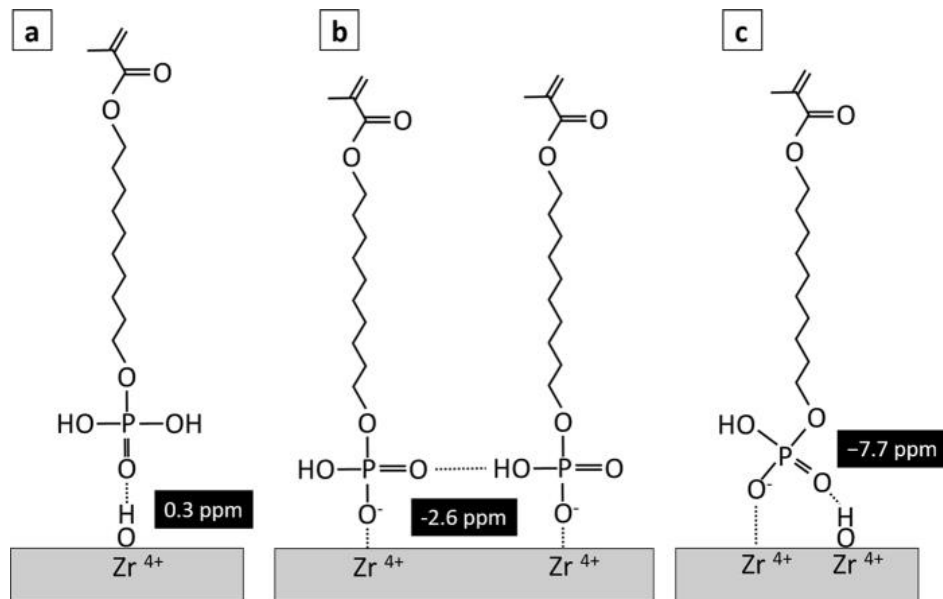


Figure.72 Schéma expliquant les interactions du 10-MDP avec la surface de la zircone : liaisons hydrogènes, (b) : liaisons ioniques, (c) : liaisons hydrogène et ionique [128]

- Stabilité de l'MDP

Bien que l'adhésion établie par ces systèmes est stable dans le temps. Le respect des étapes cliniques d'application de ces adhésifs est crucial pour l'interface de liaison résultante. Afin de bénéficier du meilleur de ces solutions adhésives, une technique de gommage doit être

utilisé pour appliquer le système adhésif sur les substrats dentaires, afin d'améliorer les monomères l'infiltration et de créer un lien stable. Il faut laisser le temps à la solution de s'infiltrer, de s'hybrider et former le MDP-Ca, améliorant ainsi la stabilité de l'adhésif. [221]

La pureté, la concentration, la nature du solvant et la polarité des composants du mélange peuvent influencer sur l'interaction du MDP avec son substrat. En effet, l'affinité chimique du 10-MDP pour le Y-TZP dépend du solvant (l'acétone et l'éthanol fournissant les meilleurs résultats). [204, 222]

Par ailleurs, une concentration minimale de MDP de 1ppm est nécessaire pour obtenir une adhésion fiable à la zircone. [128]

- Force de liaison à la zircone

La liaison chimique entre le 10-MDP et la Y-TZP est une opération simple et non invasive sur les substrats céramiques, et elle donne d'excellents résultats de liaison. [211, 223, 224] En effet, c'est le monomère fonctionnel est le plus prometteur pour la liaison de la zircone à la dent. Ils semblent particulièrement performants sur celle-ci. [225-229]

De plus, les résultats de l'utilisation de primers contenant du 10-MPD s'est avéré efficace en termes de force d'adhérence, améliorant entre les agents de collage à base de résine et la céramique de zircone (Y-TZP).[230]

En revanche, le MDP seul n'est pas suffisant pour permettre un bon collage aux céramiques. Ce n'est donc pas parce qu'un adhésif universel contient du MDP qu'il est efficace sur les céramiques. [204]

De plus, il a été rapporté que les adhésifs contenant du MDP supportent mal le vieillissement. [231] Mais l'associer à un sablage semble améliorer ces capacités de résistance au vieillissement à long terme. Donc l'adhésif universel à base d'MDP est parmi les meilleurs, et est équivalent à un primer spécifique pour la zircone. Les meilleurs résultats sont donc obtenus lorsqu'il y a du MDP dans l'adhésif/ le primer (effet synergie).

Il a été prouvé que les particules d'air abrasion ou un revêtement tribochimique, suivis de l'application d'un composé de liaison MDP et d'un agent de liaison silane, résultait en une augmentation de la force de collage comparativement à une colle/ciment à base de résine contenant un monomère de phosphate seul. [232-236]

Il est établi que les monomères acides hydrolysent rapidement les agents de liaison à base de silane, produisant un collage siloxane nécessaire à la rétention chimique. Il semble que la nature acide du MDP améliore le collage polysiloxane produit par l'agent de liaison silane et ainsi renforce la rétention du ciment résineux à la zircone. [236]

L'étude de Kaimal et al. [237] trouve que les forces de liaisons sont plus élevées pour le groupe traité par RelyX Ultimate avec un primaire contenant du MDP que pour Panavia F. C'est également ce que montre Grasel et al. [238] avec l'utilisation de différentes colles utilisées en complément d'un primaire contenant du MDP qui présentent des valeurs d'adhésions supérieures à l'échantillon collé avec le Panavia F2.0.

Une étude de Cho et al. sur 3 types de colles (Panavia F2.0, RelyX Unicem et Superbond C&B) [239] montre que l'efficacité de la colle est dépendante du traitement de surface. la colle contenant du MDP est plus efficace que les autres colles lorsque la zircone est traitée par air-abrasion ou revêtement de silice tribochimique, mais dans cette étude les autres colles sont utilisées sans primaire.

Une étude de Niall et al. [240] trouve que pour coller la zircone, l'utilisation d'une abrasion par particules en suspension dans l'air avec 50 μm d' Al_2O_3 à 0,10 à 0,25 MPa en combinaison avec une résine adhésive contenant un monomère de phosphate est actuellement recommandée. Une isolation par digue en caoutchouc est également recommandée.

Dans l'étude de Yagawa et coll. [241] plusieurs primaires (parmi lesquels 10-MDP, 4- META, MAC-10, 3-TMSPMA et VBATDT) ont été testés pour coller les zircons translucides en utilisant à chaque fois le Panaxia, V5TM.

Les résultats sont donnés après une immersion dans de l'eau distillée à 37°C pendant 24 heures après 30 minutes de préparation de la surface de la zircone, puis un thermocyclage de 0 ou 5000 cycles à 5°C et 55°C pendant 1 minute. Il ressort de cette étude que la force de collage la plus élevée dans ces conditions est obtenue avec les primaires contenant du 10-MDP, tel que le primaire Clearfil™ ainsi que la version dual du Panavia VSTM. [241]

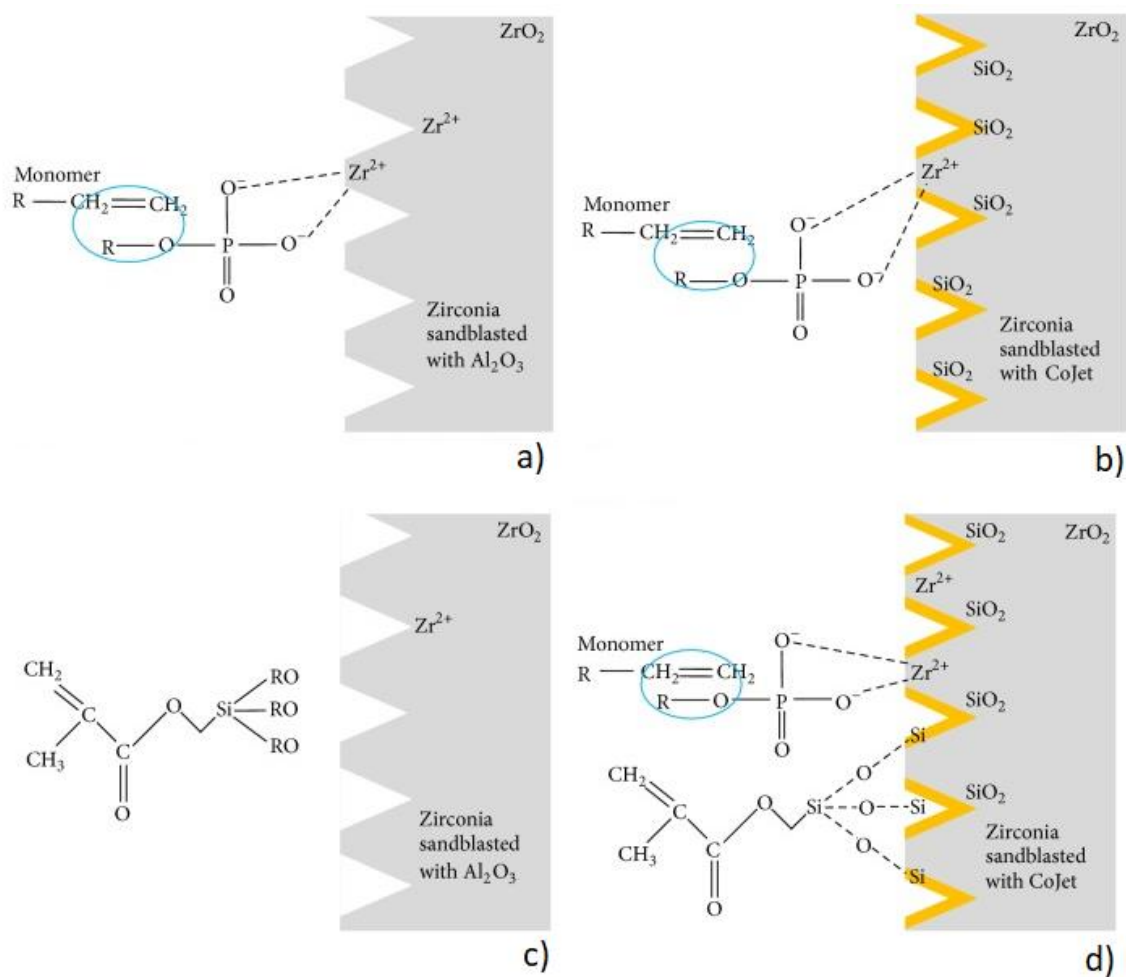


Figure.73 Modèle d'interaction mécanique et chimique sur l'effet combiné. [244]

(a) AL-ZPP : primer à base de monomère 10-MDP appliqué sur zircone avec une surface augmentée par sablage à l'Al₂O₃. (b) CO-ZPP : primer à base de monomère 10-MDP appliqué sur zircone avec une surface moins compatible après sablage par CoJet. (c) AL-SIL : silane appliqué sur zircone sablée avec Al₂O₃. (d) CO-SBU : Single Bond Universal appliqué sur zircone sablée avec CoJet.

II.3.3 Le phosphate penta-acrylate de dipentaérythritol

Le 10-MDP n'est qu'un membre de la famille des monomères d'ester phosphate, qui comprend le phosphate penta-acrylate de dipentaérythritol (PENTA), le diméthacrylate de phosphate de glycérol (GPDM), l'hydrogénophosphate de 2-méthacryloxyéthylphényle (phényl-P), les monomères méthacrylates contenant des groupes acide phosphorique et Dihydrogénophosphate de 6-méthacryloyloxyhexyle. [243, 244]

Les monomères d'ester de phosphate, par définition contiennent une double liaison carbone-carbone et un groupe phosphate [-OP(=O)(OH)₂].

Néanmoins, PENTA a une structure moléculaire spatiale 3D distincte du MDP, étant une molécule linéaire ; PENTA contient également une chaîne principale plus courte avec cinq groupes vinyle. Par rapport au MDP, l'encombrement stérique introduit par les quatre groupes vinyle supplémentaires rend la molécule PENTA plus visqueuse, ce qui peut constituer un inconvénient potentiel lorsque la molécule s'approche d'une surface Y-TZP pour établir un couplage chimique. [243, 244]

- Mécanisme d'adhésion aux surfaces dentaires

En fonction des caractéristiques de la structure moléculaire, les monomères peuvent interagir chimiquement avec les HAP via l'adhésion ou la décalcification dans un processus largement connu sous le nom d'adhésion-décalcification (AD).

La force initiale de liaison dentine du PENTA est améliorée en raison de sa capacité à s'adsorber sur le HAP dentine sans formation de sel PENTA-Ca et de la pénétration profonde du PENTA dans la dentine résultant de son excellente hydrophilie, favorisant ainsi la rétention micromécanique et l'étanchéité des tubules dentinaires. À l'aide des liaisons hydrogène et des forces de Van der Waals, PENTA agit comme un agent de réticulation et interagit avec le collagène pour améliorer la résistance du collagène dentinaire. [243, 244]

Bien que les forces de liaison immédiates des produits de liaison dentine contemporains atteignent 30 à 50 MPa, voire plus, une durabilité de liaison insuffisante à l'interface adhésif-dentine reste un défi cliniquement important. Ainsi, le 10-MDP a une meilleure durabilité de liaison que le GPDM et le phényl-P. [243, 244]

- Mécanisme d'adhésion à la zircone

Le PENTA a été proposé comme alternatives à la molécule d'MDP dont la réduction de la concentration est nécessaire pour obtenir une adhésion optimale à la zircone. En effet, un pH alcalin favorise l'interaction chimique du 10-MPD avec ZrO₂. Donc celui-ci a été remplacé dans les primers céramiques et les systèmes adhésifs.

Ce monomère permet l'amélioration de l'adhésion chimique à la zircone, sa concentration en adhésifs doit être optimisée pour obtenir les meilleures performances possibles. Par conséquent, le PENTA peut être appliqué à une très faible concentration (autour de 20 % en poids), réduisant ainsi ses effets inhibiteurs potentiels sur la polymérisation du ciment-résine. De plus, augmenter la concentration du PENTA impacte sa fluidité et sa mouillabilité. [245]

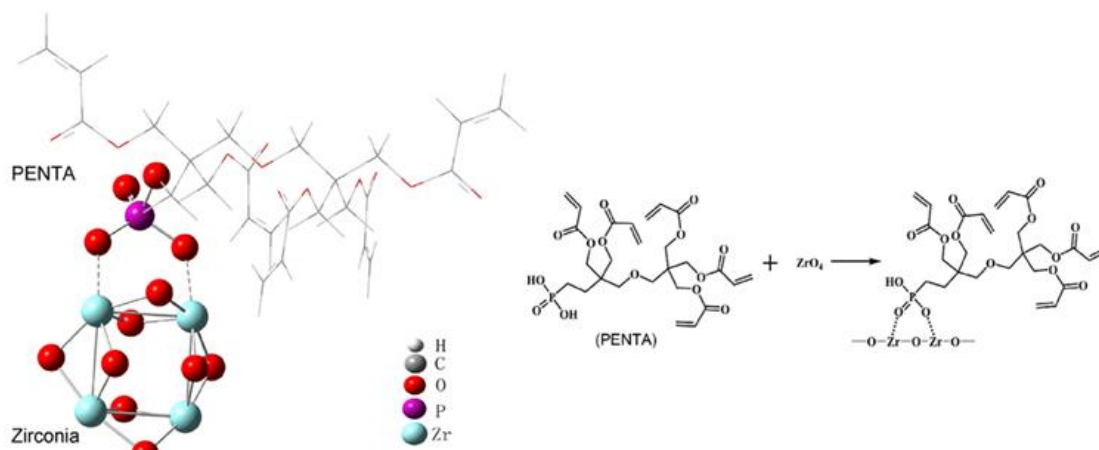


Figure.74 Formation d'une liaison coordonnée entre PENTA et zircone via une liaison Z-O-P basée sur le modèle de chimie informatique. [244]

II.4 Rappels sur les systèmes adhésifs

Les systèmes adhésifs sont des biomatériaux d'interface entre les tissus dentaires minéralisés et les matériaux d'assemblage permettant un lien idéalement adhérent et étanche. Ils sont classés en fonction de leur mode d'action sur les tissus dentaires et du nombre de séquences. Trois classes de systèmes adhésifs sont répertoriées : [246]

II.4.1 Classification

II.4.1.1 Les systèmes « Mordançage et Rinçage » (M&R) / Total-Etch

Le terme de Mordançage-total fait référence à la procédure par laquelle l'émail et la dentine sont mordancés ensemble. Ces adhésifs impliquent une étape de mordançage initiale avec de l'acide orthophosphorique 37%. Ils sont divisés eux-mêmes en deux catégories selon le nombre d'étapes nécessaires, soit M&R2 soit M&R3.

- Les systèmes M&R3 :

Sont des systèmes traditionnels, décrits en trois étapes, dans lesquels chaque composant acide, primer, adhésif est disponible dans un flacon séparé. Une précaution pour obtenir de bons résultats avec ces matériaux est d'appliquer correctement le primer. Dans les situations où il n'y a pas de dentine exposée, on peut éliminer l'application du primer à condition que la surface doit être soigneusement séchée. [246, 247]

Exemples de systèmes MR III : OptiBond Solo Plus® (Kerr), One-Step plus® (BISCO), Scotchbond 1® (3M ESPE), Prime & Bond NT® (Dentsply), James 2® (Saremco)

- Les systèmes M&R2 :

Ce système combine le primaire et l'adhésif en une seule application. La mise en œuvre de ces systèmes en deux étapes est plus simple que celle des M&R3 mais elle est plus délicate. [246, 247]

Exemples de systèmes MR II : OptiBond Solo Plus® (Kerr), One-Step plus® (BISCO), Scotchbond 1® (3M ESPE), Prime & Bond NT® (Dentsply), James 2® (Saremco)

II.4.1.2 Les « Systèmes Auto-Mordançants » (SAM) / Self-Etch

Les adhésifs auto-mordançants sont destinés à être utilisés sans étape de mordantage préalable. Ils contiennent des monomères hydrophiles acides qui mordantent et infiltrent en même temps l'émail et la dentine. [247, 248] Il existe alors des systèmes auto-mordançants à deux (SAM2) ou une seule étape (SAM1)

- Les systèmes SAM2 :

Ces systèmes nécessitent l'application préalable d'un primaire acide pendant minimum de 20 à 30 secondes puis il devra être séché pour évaporer l'eau qu'il contient. Ensuite la seconde étape consiste en l'application de l'adhésif. [247]

Exemples de systèmes SAM II : AdheSE®(Vivadent), Clearfil Line B 2V® (Kuraray), NT® (Dentsply), Septodont Unifill Bond® (GC), Clearfil SE Bond® (Kuraray)

- Les systèmes SAM1 :

Dans ces systèmes, un seul produit regroupe à la fois agent mordançant, primaire et adhésif. Ils sont ainsi des composés tout-en-un ce qui simplifie significativement la procédure de collage en diminuant le nombre d'étapes cliniques et donc en limitant le risque potentiel d'erreurs de manipulation. [247]

Exemples de systèmes SAM I : Adper Prompt® (3M/ESPE), AQ Bond® (Sun Medical), Etch&Prime 3® (Degussa), One Up Bond® (Tokuyama)

II.4.1.3 Les adhésifs universels

Récemment, des adhésifs universels en flacon unique ont été développés pour adhérer à presque tous les matériaux de restaurations prothétiques, y compris les résines composites, les céramiques à base de zircone et d'alumine, les vitrocéramiques à base de silice, les alliages, l'émail et la dentine. Il est souvent difficile de différencier adhésifs universels et SAM, mais les monomères fonctionnels utilisés sont la plupart du temps différents.

Il est important de noter que la signification du terme universel diffère d'un fabricant à l'autre. Universel se rapporte généralement à ces différents paramètres :

- Compatibilité avec les techniques de mordantage total et d'auto-mordantage,
- Compatibilité avec les restaurations directes et indirectes,
- Pouvoir de se lier à différents substrats,
- Pouvoir d'être utilisé avec des matériaux dual ou autopolymérisant sans l'utilisation d'un activateur séparé,
- Utilisation comme primaire pour les restaurations indirectes de type céramiques ou alliages métalliques (cela permet en théorie de ne pas avoir à passer par l'étape de silanisation). [249]

Exemples de systèmes Universels : Scotchbond Universal ou Single Bond U® (3M ESPE), Prime and Bond Elect® (Dentsply), Prime and Bond Active® (Dentsply), One Coat 7.0 Universal® (Coltene), Adhese Universal® (Ivoclar Vivadent).

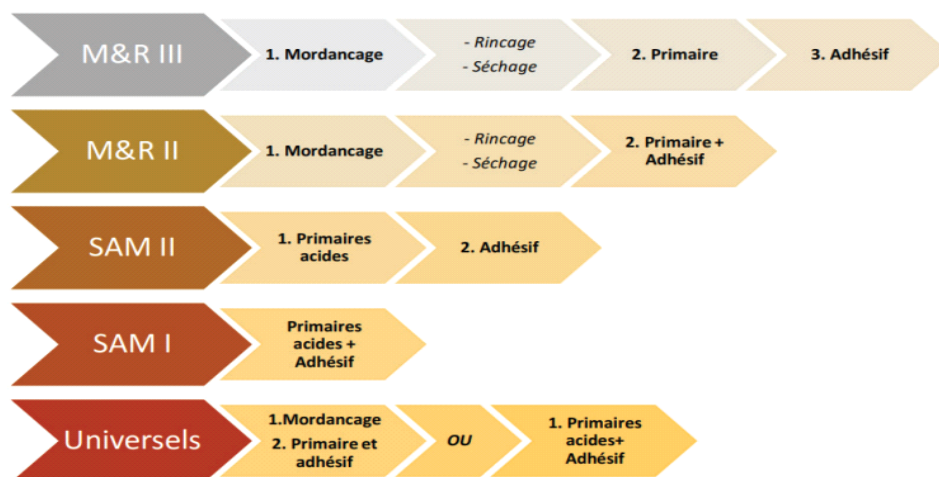


Figure.75 Schéma récapitulatifs des différents systèmes adhésifs selon la classification de Degrange [247]

II.4.2 Composition des systèmes adhésifs

Les systèmes adhésifs sont liquides à température ambiante et constitués de molécules bi-réactionnelles. Elles se lient, par leurs groupements, d'une part aux tissus dentaires et, de l'autre avec le matériau de collage à base de résine. [250]

- Les composants acides : Acide orthophosphorique 37% H_3PO_4 , acide maléique $C_4H_4O_4$, nles dérivés de l'escarrification de l'acide phosphorique (monomères hydrophiles acides).
- Les monomères fonctionnels hydrophiles : Ce sont des dérivés de molécules de méthacrylates qui ont au moins un groupe polymérisable et un groupe fonctionnel : GPDM (glycero-phosphate diméthacrylate), PENTA (dipentaerythritol pentaacrylate monophosphate), MTU-6 (monomère de thiouracil : 6- méthacryloyloxyhexyl 2-thiouracil-5-carboxylate), 4-META (4-méthacryloyloxyethyl trimellitate anhydride) et l'HEMA (2-hydroxyethyl méthacrylate), 10-MDP (10- méthacryloyloxydécyle dihydrogénophosphate).
- Les monomères de structure hydrophobes (méthacryliques ou di-méthacryliques) : Ils jouent le rôle d'agent de couplage : Bis-GMA (bisphenol A-glycidyl méthacrylate), UDMA (Urethane Diméthacrylate), TEGMA (Triethylene glycol diméthacrylate), EGDMA (Ethylenglycol diméthacrylate)
- Les solvants : L'eau est présente dans tous les adhésifs universels car elle est indispensable à l'ionisation des monomères acides, mais sera plus compliquée à « sécher /évaporer » comparativement à l'acétone. Ils peuvent être associés comme le sont l'acétone, l'éthanol et l'eau dans l'OptiBond eXTRa Universel et OptiBond Universel et l'Adhese Universal, sauf dans le Palfique Bond U où l'éthanol est remplacé par l'isopropanol. Les mélanges eau/éthanol sont le plus souvent employés comme solvants car ils sont moins volatils que l'acétone, afin d'éviter une évaporation rapide. [250]
- Les charges, Amorceurs et inhibiteurs de polymérisation : Ce sont des amorceurs de polymérisation qui, en se décomposant, initient l'élongation du polymère. Elles ne sont pas systématiquement introduites dans la composition d'un adhésif. Et lorsqu'elles sont présentes, ont pour but d'améliorer les propriétés mécaniques et physiques des adhésifs. [250]

II.4.3 Mécanismes d'adhérence

- Adhérence à l'émail [249]

Au niveau de l'émail, le mordantage permet de créer des micro-anfractuosités pour augmenter la surface de collage et l'énergie de surface. [251] De prime abord, le pH de tout adhésif auto-mordant est limité en acidité (l'acide phosphorique en solution à 37 % a un

pH < 1) pour dissoudre et mordancer l'émail. Van Meerbeek et coll. distinguent ainsi les primaires ou adhésifs ultra-doux (pH > 2,5) permettent une nano-interaction avec les substrats dentaires, les SAM doux (pH ≈ 2,0) comportent une couche hybride submicronique avec une formation d'étiquettes en résine moins prononcée et les puissants (pH ≤ 1,0) entraînent une ultramorphologie interfaciale ressemblant à celle produite généralement par les adhésifs à mordantage total, avec la formation d'étiquettes de résine abondantes. [246]

Un mordantage sélectif de l'émail avec de l'acide phosphorique est nécessaire pour avoir une adhésion micro-mécanique maximale. [250] D'après Nagarkar et coll., l'application active de l'adhésif sur l'émail avec un mordantage séparé, augmente les propriétés à long terme. [253]

- Adhérence à dentine

Au niveau de la dentine, cette attaque acide entraîne l'élimination de la couche de frottis et la déminéralisation de la dentine superficiellement, l'élargissement des tubulis dentinaires et l'exposition des fibres de collagène. L'imprégnation des monomères hydrophiles et leur infiltration dans les petits espaces créés dans le réseau de collagène dentinaire, permet de le garder ouvert. Ainsi, prêt à être infiltré par les résines adhésives. Ce qui entraîne la formation de fibrilles de collagène enveloppées de résine (brides de résine intracanaliculaire) appelées « tags » et la formation d'une zone d'inter-diffusion résine-dentine appelée « couche hybride ». [249]

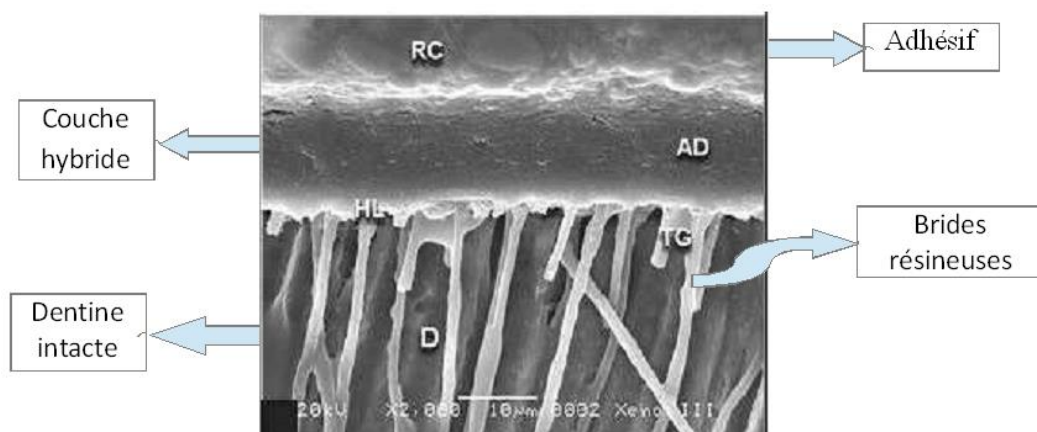


Figure.76 Photographie en microscopie électronique à balayage de l'infiltration d'adhésif au niveau de la dentine [254]

- Adhérence à la zircone

Pour le collage de la zircone, quelques études démontrent que les adhésifs universels sont efficaces comme le sont les primaires spécifiques pour la zircone. [253] A l'heure actuelle, il existe trop peu d'études cliniques évaluant la performance des adhésifs universels sur la Zircone, les céramiques ou les alliages.[255] Mais Cuevas et coll. concluent que la capacité des adhésifs universels à obtenir une résistance d'adhésion adéquate et durable aux substrats indirects est limitée et dépend en grande partie du substrat sur lequel ils sont appliqués ; pour les vitrocéramiques et les alliages, l'utilisation d'un primaire spécifique permet d'augmenter la force d'adhérence par rapport aux adhésifs universels. La procédure clinique de collage des restaurations indirectes à base de zircone avec l'adhésif universel améliore la force d'adhérence comparée au primaire spécifique. Enfin les adhésifs universels obtiennent le même résultat que les primaires spécifiques pour les restaurations indirectes en résine composite. [256]

II.5 Scellement dentinaire immédiat

Le scellement dentinaire immédiat, autrement appelé hybridation dentinaire immédiate ou « immediate dentine sealing » (IDS) en anglais, est une procédure élémentaire pour réaliser des restaurations adhésives collées. [257, 258]

Il est indiqué dans le cadre de restaurations collées indirectes. Ses indications résultent donc des indications d'inlays/onlays ou de facettes. Elle est notamment préconisée lorsque de larges plages de dentine sont exposées.

Néanmoins, lorsqu'une petite zone est mise à nue, inférieure à $\frac{1}{4}$ de la préparation, il n'y a pas de bénéfice à la réaliser. [259]

Il consiste en l'application et la polymérisation d'un adhésif de liaison dentine avant la prise de l'empreinte finale de la restauration indirecte sur une dentine propre et fraîchement coupée (le substrat idéal pour le mordantage). [258] Une couche hybride est créée afin de protéger cette dentine contre la contamination par les microorganismes de la salive ainsi éviter toutes irritations de la pulpe. Elle assure aussi la protection des faisceaux de collagène contre l'effondrement et par conséquent, les procédures de liaison des restaurations indirectes aboutissent à des valeurs de force d'adhésion plus élevées. [260-262]

En effet, il a été démontré que l'IDS améliore significativement la force d'adhésion de la zircone monolithique à la dentine, quel que soit le système d'agent de collage adhésif utilisé ou de traitement de surface de la zircone. De plus, les agents de scellement contenant du MDP

sont plus efficaces lorsqu'ils sont combinés à l'abrasion des particules en suspension dans l'air. [261]

Chapitre III :

Scellement ou

collage ?

Chapitre III. Scellement ou collage de la zircone ?

III.1 Rappels sur les modes d'assemblage

III.1.1 Définitions

- Collage

Le collage est un assemblage qui repose sur l'association d'une rétention micromécanique et d'une interaction physico-chimique entre les tissus dentaires et les biomatériaux de restauration, nécessitant des matériaux intermédiaires, à savoir les systèmes adhésifs et la résine de collage. [263]

- Scellement

Sceller signifie fermer hermétiquement, fixer une pièce, dans un trou préparé à ses dimensions ou sur un support, à l'aide d'une substance qui comble les interfaces, et qui y durcit. Il s'agit de ciments de scellement. [264]

- Joint dento-prothétique

C'est l'espace créé entre l'intrados de la reconstitution prothétique fixée et la surface de la dent préparée. Elle se fait par l'encastrement de la pièce prothétique sur la préparation dentaire. C'est un espace tridimensionnel organisé au laboratoire de façon à obtenir la mise en place complète et une précision d'adaptation marginale de la restauration. [265]

III.1.2 Critères de choix du mode d'assemblage

Le choix du mode d'assemblage va se faire en fonction de plusieurs paramètres : [266]

- la nature de la pièce prothétique,
- le potentiel de rétention de la préparation
- le nombre de piliers de la construction prothétique,
- la situation de la limite cervicale,
- la charge occlusale
- le temps de travail (si court, les ciments sont préférables),
- la nécessité ou non de réintervention (plus facile de réintervenir avec un ciment),
- la possibilité de mise en place ou non d'un champ opératoire,

- les matériaux utilisés,
- le critère esthétique.

Eléments en faveur du scellement	<ul style="list-style-type: none">- Limite intrasulculaire (Impossibilité d'isoler),- Problèmes de contrôle de l'humidité,- interfaces de liaison variables ((par exemple, différents types de dentine),- Expérience de l'opérateur,
Eléments en faveur de collage	<ul style="list-style-type: none">- Limite juxta ou supra gingivale (Possibilité d'isoler),- Contrôle certain de l'humidité,- Présence d'émail,- Expérience de l'opérateur,

Tableau.4 Quelques éléments cliniques en faveur du scellement ou du collage

[267]

III.2 Scellement temporaire

III.2.1 Généralités

Un ciment de scellement provisoire est un ciment permettant un scellement non définitif d'une prothèse de temporisation et définitive (afin d'évaluer les contours et les marges de la restauration ainsi que vérifier la réponse des tissus dento-parodontale et leurs adaptation à la nouvelle situation). Ce qui permet d'intervenir en cas de survenue de complications pendant cette période. [267, 278] Communément choisis pour leur biocompatibilité pulpaire, la durée de temporisation prévue, mais aussi sur les qualités rétentives, leur manipulation facile et leur coût relativement faible. [269]

Cependant, comme pour toute restauration céramo-céramique, le scellement provisoire de la zircone est à éviter. [275] En effet, le moindre mouvement de la restauration pourrait engendrer des sollicitations occlusales néfastes à l'intégrité de la prothèse. De plus, les restaurations temporaires pourraient avoir un impact négatif sur la force de liaison des restaurations permanentes [264] de même que les résidus des ciments de scellement provisoires.

Par ailleurs, l'utilisation de nettoyeurs contenant du MDP peuvent éliminer efficacement le ciment temporaire par agitation (action tensioactive) et peuvent améliorer la capacité de liaison chimique en liant d'avantage l'MDP à la dentine. [272]

III.2.2 Les différents ciments de scellement provisoire

III.2.2.1 Ciments oxyde de zinc eugénol / sans eugénol

Les ciments oxyde de zinc-eugénol (ZOE) sont les plus utilisés et représentent un matériau de choix dans le cas d'obturation provisoire sur dents pulpées. En effet, ces ciments organo-minéraux possèdent un pH neutre et des propriétés antibactérienne, sédative et anti-inflammatoire liées à la présence d'eugénol. Ils démontrent une herméticité correcte mais sont toutefois peu résistants à la compression et à l'abrasion. Ils sont donc recommandés pour de faibles durées. Leurs propriétés mécaniques sont améliorées en ajoutant des charges polymériques (polyméthacrylate de méthyle) dans la poudre et de l'acide ortho-éthoxybenzoïque dans le liquide (IRM, Dentsply ; Super EBA, Bosworth). [273]

Exemples : Temp Bond® (Kerr), RelyX® Temp E (3M ESPE), Temp Bond™ Clear (automix)

Dérivés des eugénolates, les ZnO dépourvus d'eugénol présentent les mêmes propriétés mécaniques mais perdent les propriétés biologiques liées à l'eugénol. Ils constituent une alternative intéressante en cas d'allergie à l'eugénol.

Exemples : Temp Bond NE® (Kerr), RelyX® Temp NE (3M ESPE), Freeugenol® (GC)

Ces ciments de ne sont plus d'actualités. En effet, plusieurs études ont démontré l'impact de l'eugénol et d'autres résidus tels que l'huile minérale ou autres ingrédients contenant dans ces ciments sur la liaison des ciments définitifs. En pénétrant dans la dentine, ils inhibent la polymérisation des résines. [274] Toutefois, si les résidus de ciment ZnO eugénol ou sans sont éliminés par sablage dans un délai minimal d'une semaine avant le collage, ce dernier ne semble pas être contre indiqué. [275]

III.2.2.2 Ciments résines temporaires

Ces composites de collage provisoire sont particulièrement recommandés pour le scellement des facettes temporaires dans le secteur antérieur (Telio CS Link®, Ivoclar-Vivadent ; ClearTemp®, LC). Ils conviennent également avec le Provitemp®, Itena pour le collage de tous les types de restaurations temporaires (couronnes, bridges, inlays, onlays) mais pour des durées limitées, en tous cas inférieures à 6 semaines. [273] En effet, ils présentent une résistance à la traction significativement plus élevée que les ciments ZNO tout en éliminant leurs inconvénients. [276, 277] Ils provoquent les changements de couleur et de translucidité les plus acceptables de la zircone monolithique. [278]

III.2.2.3 Ciment polycarboxylates de zinc

Ces ciments à matrice organo-minérale se présentent sous forme d'un liquide à base d'acide polyacrylique et d'une poudre composée d'oxyde de zinc et de magnésium (Durelon®, 3M Espe ; Poly-F®, Dentsply ; Selfast®, Septodont). Le faible degré de dissociation de l'acide polyacrylique et son poids moléculaire élevé empêchant sa pénétration dans les tubulis dentinaires expliquent la bonne biocompatibilité pulpaire de ces ciments. Normalement destinés au scellement d'usage, ils présentent des propriétés adhésives importantes. Ils peuvent être indiqués pour des restaurations temporaires sur dents pulpées présentant des préparations peu rétentes ou pour une longue durée. L'addition d'une légère quantité de vaseline lors du mélange facilitera alors la désinsertion de la prothèse temporaire. [273]



Figure.77 Ciment polycarboxylates de zinc de Durelon®, 3M ESPE. [289]

III.2.2.4 Matériaux prêts à l'emploi à base de sulfate de calcium

Ces matériaux (Cavit G®, 3M ESPE) sont extrêmement faciles à manipuler et à mettre en place dans des cavités pour inlays-onlays. [273] Toutefois, leur prise par absorption d'eau est source d'inconvénients. En effet, cette absorption peut se faire aux dépens des canalicules dentinaires, provoquant des lésions pulpaires. Ils sont ainsi déconseillés sur dents pulpées en l'absence de scellement dentinaire immédiat. [280] Par ailleurs, du fait de leurs qualités mécaniques médiocres, ces ciments sont réservés à l'obturation de cavités de faibles étendues, sans sollicitations occlusales, sur une épaisseur minimale de 3- 4 mm et pour quelques jours seulement. [281]

III.2.2.5 Ciments à base d'hydroxyde de calcium

Les ciments à base d'hydroxyde de calcium (Preline®, Henry Schein ; Dycal®, Dentsply) peuvent être utilisés pour le scellement temporaire notamment sur dent vitale (car ils favorisent la formation de dentine de cicatrisation). Cependant, ils sont réservés aux temporisations de courte durée ou doivent être renouvelés régulièrement du fait de leur

caractère soluble au contact de la salive, qui ne leur permet pas d'assurer une bonne étanchéité marginale. [275, 282]

III.2.2.6 Composites temporaires souples

Plus récemment, les fabricants ont conçu spécifiquement des résines composites souples photopolymérisables (Fermit et Telio CS® Inlay/Onlay, Ivoclar-Vivadent) pour l'obturation temporaire de cavités pour inlays-onlays et pour l'obturation des puits de vissage implantaire. Leur objectif est une simplicité de manipulation: ils s'insèrent à la spatule et s'enlèvent à l'aide d'une sonde grâce à leur élasticité. Ils adhèrent aux parois sans l'intermédiaire d'un adhésif ou d'un composite de collage, et ne sont donc pas étanches. Ce sont des composites à base de résine diméthacrylate d'uréthane. [273]

III.3 Scellement conventionnel

III.3.1 Généralités

Les ciments de scellement traditionnels contribuent en partie à la rétention de la restauration prothétique par des forces de frottements importantes induites par macro et microrétention sur les surfaces prothétique et dentaire (microclavetage). Son efficacité augmente avec la surface à sceller, mettant en jeu l'importance du parallélisme des parois, des macro et micro-rétentions. Ces ciments n'ont pas de potentiel adhésif. [283]

III.3.2 Les différents ciments de scellement conventionnel

III.3.2.1 Ciment oxyphosphaite de zinc

- Généralités

Ils possèdent des propriétés intéressantes et assurent des résultats cliniques favorables : faible conductivité thermique et électriques, résistance à la compression 104 MPa, [284] et assurent une bonne étanchéité. Cependant, leurs propriétés mécaniques sont considérées comme faibles. [285] En effet, c'est les ciments les plus anciens qui tendent aujourd'hui à être remplacés par d'autres, mieux tolérés notamment sur dent vivante. Actuellement, ils sont indiqués sur dents présentant un traitement endodontique car ils présentent une réaction de prise exothermique (4 à 10°C) et un PH acide lors de celle-ci. [286, 287]

Dans la littérature, ils seraient parfois utilisés en tant que ciments temporaires mais il semblerait que la dépose soit très difficile, et à haut risque de fracturer la restauration

voire de la dent pilier. [267, 268] De plus, certaines études ont révélé des pourcentages élevés de fêlures sur des scelllements de couronnes céramo-céramiques. [288]

- Composition

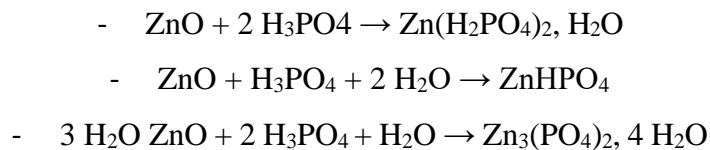
Poudre	Liquide
<ul style="list-style-type: none">- oxyde de zinc ZnO (90 % environ)- oxyde de magnésium MgO (3 - 10%) → modificateur pour réduire la réactivité de l'oxyde de zinc vis-à-vis de la solution d'acide phosphorique.- oxyde de bismuth, de dioxyde de silicium	<ul style="list-style-type: none">- acide phosphorique (45 à 65 %)- au (30 – 35%)- aluminium (1 – 1.3%), zinc (10%) → contrôle de la vitesse de réaction

Tableau.5 Composition des ciments ZnO.

[286, 287]

- Réaction de prise

L'action de l'acide phosphorique sur la poudre va se traduire par la formation de divers phosphates hydratés en 3 étapes : [286, 287]



Ce qui provoque la prise en masse et le durcissement ultérieur. La substance obtenue est dite « matrice à cœur »

- Mécanisme d'adhésion

Leur adhésion avec les tissus dentaires et les matériaux des restaurations prothétique notamment la zircone n'est pas chimique mais il s'agit d'une « pseudo- adhésion » de par l'action de l'acide de mordantage mais aussi du traitement de surface appliquée au préalable sur l'intrados des restaurations prothétiques en zircone. Créant ainsi une interaction mécanique par irrégularité de surface appelée micro-clavetage. [287, 289]

- Noms commerciales

Harvard[®], Cement ; Zinc Cement-improved[®], SS White ; Richter et Hoffman[®], Allemagne ; Crown and Bridge[®], De-Trey



Figure.78 Ciment oxyphosphate de zinc de De-Trey [290]

III.3.2.2 Ciment verre ionomère (CVI)

- Généralités

Les ciments verres ionomères (CVI) sont des dérivés des polycarboxylates de zinc. Ils se caractérisent par des propriétés physico-chimiques améliorées et une solubilité réduite dans l'eau par rapport aux ciments au phosphate de zinc et offrent en plus une action anticariogène par libération de fluor. [123] Ils possèdent un certain potentiel d'adhésion chimique sur l'émail et la dentine « liaison ionique ».

Dans l'ensemble, ils bénéficient d'une bonne étanchéité et de meilleures propriétés mécaniques mais restent insuffisantes. De plus, une sensibilité peut apparaître du fait de l'acidité des CVI au début leur réaction de prise lors du scellement sur dent vivante. Or cela, ils présenteraient une relative innocuité vis-à-vis de la pulpe. [291]

- Composition

Poudre	<ul style="list-style-type: none"> - La poudre est de granulométrie maximale de 40 μm. - fluoro alumino silicate de verre $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-SiO}_2\text{-CaF}_2$ (FAS) - Silicate 41.9%, Alumina 28.0%, Aluminum fluoride 1.6%, Calcium fluoride 15.7%, Sodium fluoride 9.3%, Aluminum phosphate 3.8% - Strontium (St), Barium (Ba), Lanthanum (La) → Rendre le CVI radio-opaque
Liquide	<ul style="list-style-type: none"> - acide polyalkénoïque (40 à 50 %) → gélification - copolymères d'acide acrylique → les propriétés mécaniques de flexion et de compression d'un CVI de haute viscosité - acide itaconique (environ 50%). - acide tartrique (environ 5 %) → diminuer la viscosité et le temps de prise mais augmenter le temps de travail et la dureté du ciment. - acide maléique ou de l'acide carboxylique → accélérer la prise et de durcir plus précocement le matériau.

Tableau.6 Composition des ciments CVI-c.

[292]

- Réaction de prise [293, 294]

Lors du mélange poudre/liquide, une réaction acide-base se produit. La réaction se déroule en 3 phases :

- Phase de dissolution ou de relargage : la solution aqueuse attaque les particules de verre produisant une libération d'ions calcium Ca^{2+} , aluminium Al^{3+} et de composés fluorés F^- .
 - Phase de gélification ou d'hydrogel : ces ions vont se lier aux groupements carboxyliques CO_2^- des copolymères acides et produire des polyacrylates de calcium en trois heures.
 - Phase de durcissement ou de polysel gélifié : la matrice termine sa maturation au bout de quelques jours (48h) en relarguant des ions Al^{3+} aboutissant à la formation de polyacrylate d'aluminium.
- Mécanisme d'adhésion

La liaison chimique à l'émail et à la partie minéralisée de la dentine est essentiellement due à un échange ionique entre les ions calcium (Ca^{2+}) et phosphate (PO_4^-) de l'hydroxyapatite et le groupe carboxylique (COO^-) de l'acide polyacrylique. Cette adhésion intrinsèque entraîne la formation d'une couche intermédiaire très fine de l'ordre de quelques micromètres. [298] Cependant, la qualité de celle-ci dépend du contact intime entre la dent et le CVI amélioré par l'utilisation d'un matériau de conditionnement à base d'acide polyacrylique, qui élimine la boue dentinaire et pénètre légèrement dans les tubulis dentinaires. De plus, son utilisation permet d'ajouter à la liaison chimique une action micromécanique, favorisant la pénétration du matériau par abaissement de l'énergie de surface. [296]

Par ailleurs, la liaison ionique avec la surface des restaurations en zircone demeurent difficile car celle-ci est non polaire. En effet, la silanisation de sa surface n'a pas montré d'effets sur l'adhésion des CVI-c à la zircone. [297] En revanche, les traitements de surfaces mécaniques type mordantage et sablage à l'alumine ou carbonate de silicium ont démontré des forces de liaisons bien meilleures. [298, 299]

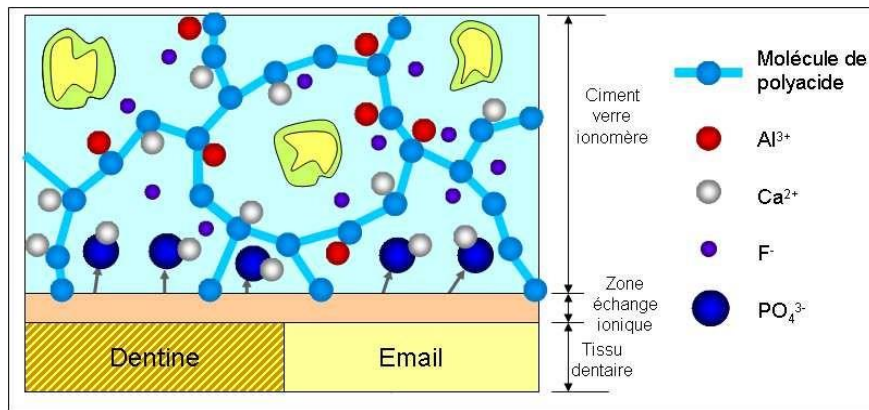


Figure.79 Représentation schématique de la couche d'échange ionique [293]

- Noms commerciales

Dans la forme poudre/liquide séparés (GC Fuji IX GP®) ou encapsulés (GC Fuji II LC®):



Figure.80 CVI-c de GC FUJI I® sous les deux formes [300]

Dans la forme poudre/au, la poudre peut parfois contenir le verre et le produit réactif liquide (acide polyacrylique) sous une forme déshydratée. Elle est ensuite mélangée à de l'eau distillée ou à un mélange contenant de l'acide tartrique. Cela permet de mélanger manuellement plus facilement le produit.

III.3.3 Comparaison entre les différents ciments de scellement conventionnel

En général, les ciments phosphate de zinc montrent des valeurs de force de collage aux tissus dentaires les plus faibles face aux ciments verre ionomère. [301-304] Ceci peut être expliqué par le manque d'adhésion et l'absence de collage chimique à la structure dentaire. [305] En ce sens, les ciments phosphate de zinc peuvent seulement être recommandés pour les préparations et les pièces prothétiques ayant une rétention suffisante par elles-mêmes.

- Protocole opératoire



Figure.81 Protocole opératoire d'un scellement conventionnel avec CVI-c [306]

III.4 Scellement adhésif

III.4.1 Généralités

Afin d'améliorer les forces d'adhésion des ciments de scellement aux surfaces dentaire et prothétiques, des nouveaux matériaux contribuant à une adhésion chimique ont été introduits. Ils trouvent alors leurs indications lorsque la rétention mécanique des restaurations est compromise (la hauteur de la préparation est trop courte ou si la préparation présente des angles très convergents). Ils sont recommandés pratiquement pour toutes les restaurations indirectes notamment des pièces en céramiques. [307]

III.4.2 Les différents ciments de scellement adhésif

III.4.2.1 Ciment verre ionomère modifiée par adjonction de résine

- Généralités

C'est un ciment verre ionomère auquel est ajoutée une petite quantité de monomères résineux (CVIMAR), d'initiateurs solubles et d'activateurs photosensibles pour but est de renforcer la matrice acide-base par une matrice résineuse. Celui-ci se classe dans une catégorie intermédiaire entre les ciments conventionnels et les colles. A ce propos, il est défini comme un « scellement adhésif » par la HAS en 2009.

Ils ont été développés pour remédier aux inconvénients des CVI conventionnels, tels que sensibilité à l'humidité, le temps de prise long, le rendu esthétique faible, la manipulation difficile. Ils ont des résultats bien meilleurs en termes de force de collage de la zircone que le CVI-c ou les ciments phosphate de zinc. [308-312] En effet, Piwowarczyk et coll.[303] ont

découvert que le ciment verre ionomère modifié par une résine ne forme pas de liaison permanente avec la zircone.

- Composition

Poudre	<ul style="list-style-type: none"> - des particules de charge de verre de fluoroaluminosilicate de calcium ou des composés basiques → neutraliser les monomères acides résiduels - des particules de charge silanées conventionnelles → fournir de la résistance par un effet de renforcement inerte - des catalyseurs et stabilisants appropriés - des pigments et opacifiants (exigences esthétiques).7,8 	Matrice polyacrylate
Liquide	<ul style="list-style-type: none"> - monomères de méthacrylate acides (4,5 à 6%) (selon Sidhu, 2011) → adhérer à l'émail et à la dentine et copolymériser avec les monomères de réticulation. 	Matrice résineuse
	<ul style="list-style-type: none"> - matrice résineuse : Bis-GMA, UDMA, TEGDMA - monomères multifonctionnels aux propriétés adhésives comme : HEMA, 4-META, 10-MDP - monomères de diméthacrylate aromatiques et aliphatiques → former un réseau réticulé 	

Tableau.7 Composition des ciments CVIMAR.

[311]

- Réaction de prise

Deux réactions vont alors se produire : [311 ; 312]

- une réaction acide-base : identique à celle des CVI conventionnels qui va se poursuivre dans le temps consolidant et fortifiant la matrice de polymère.
- une réaction de polymérisation : les monomères vont s'associer pour former un véritable réseau polymère, c'est cette réaction auto/photo polymérisable qui permet la prise initiale du matériau.

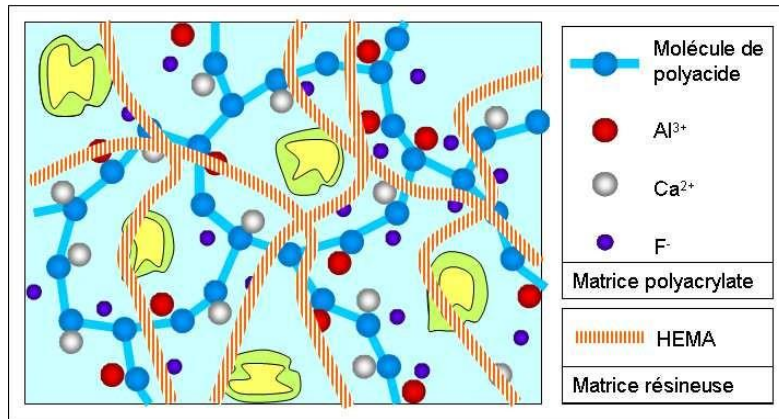


Figure.82 Réaction de prise du CVIMAR
[293]

- Mécanisme d'adhésion

L'adhésion aux tissus dentaires est meilleure que celle des CVI. [296] En effet, l'adhésion ioniques intrinsèque aux tissus dentaires minéralisés est conservée (3) de plus d'une liaison micromécanique par pénétration des molécules de polymères dans les tubulis dentinaires qui forme une couche hybride similaire à celle des résines composites. [313]

Une mise en condition du tissu dentaire par l'acide polyacrylique est nécessaire afin d'améliorer cette liaison mécanique. Il permet d'éliminer la boue dentinaire et de préparer les tubulis dentinaires à la formation de microrugosités de rétention pour former la couche hybride [313, 314] qui participe à l'adhésion avec les surface des restaurations en zircone. En effet cette couche intermédiaire qui joue le rôle d'un joint entre la surface de la dent et l'intrados des restaurations en zircone.

- Noms commerciales

Ils sont disponibles sous forme de flacon poudre-liquide (Ketac Cem®, 3M ; Vivaglass®, Ivoclar Vivadent) , capsules pré-dosées (Fuji Plus®, GC) ou encore seringue auto-mélangeante (RelyX Luting®, 3M ESPE) ou sous forme pâte/pâte (Fuji Cem, Fuji Cem 2 ®, GC), le mélange de deux pâtes est obtenu par l'emploi d'un pistolet mélangeur.



Figure.83 CVIMAR de Fuji Cem, Fuji Cem 2 ®, GC [315]

- Protocole opératoire : le même protocole que les CVI-c

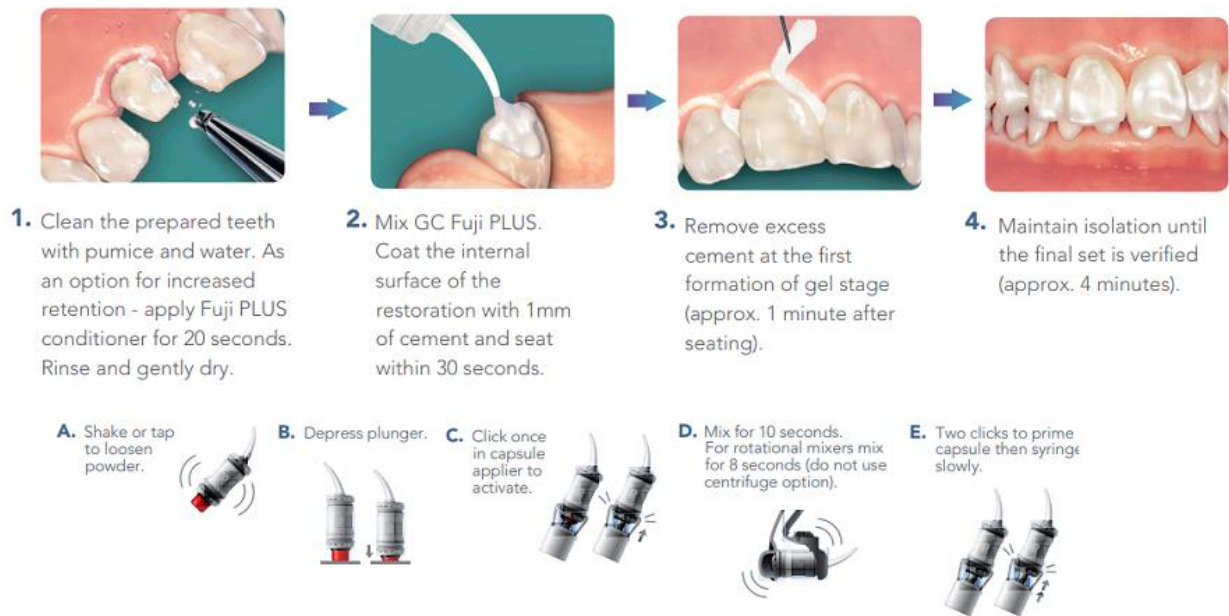


Figure.84 Protocole opératoire d'un scellement adhésif avec un CVIMAR en capsule [306]

III.5 Les colles ou polymères de collage

III.5.1 Définition

Les colles sont des polymères résineux plus ou moins chargés, se durcissent par polymérisation de type radicalaire, c'est-à-dire une réaction en chaîne qui se déroule en 3 phases : amorçage, propagation puis terminaison. Cette prise leur confère une ténacité importante, permettant aux polymères d'encaisser de fortes contraintes [249, 105]

III.5.2 Composition

Toutes les colles font partie de la famille des acryliques. Elles sont composées de deux matrices (organique et inorganique).

Matrice organique	Monomères diméthacryliques tardifs : bis-GMA , bis-EMA, esters diméthacryliques , TEGDMA,UDMA	Contribue aux propriétés mécaniques exceptionnelles, à une réaction de polymérisation rapide et un faible degré de contraction de polymérisation.
	Monomères de faible poids moléculaire (diluants) : TEGDMA, EGDMA	Réduire la viscosité et d'augmenter la teneur en charges
	Acides monomères fonctionnels : HEMA, 10-MPD, 4-META	Déminéralisent et facilitent le collage à la surface de la dent
Particules de remplissage	Particules de charges : quartz, silicate de baryum, silicate de strontium, zinc silicate, silicate de lithium et d'aluminium et trifluorure d'yttrium et d'ytterbium	Réduire le pourcentage de matrice organique et ainsi renforcer le matériau en améliorant la résistance à la compression, la résistance à la traction et le module d'élasticité
Autres composants	Mono- et diméthacrylate monomères	Initiateurs de polymérisation
	Eau, acétone ou alcool	Solvant

Tableau.8 Composition des ciments résine adhésifs.

[316]

Les monomères « inactifs » ne présentent aucun potentiel d'adhésion et nécessitent d'être associés à des systèmes adhésifs pour adhérer à la surface dentaire. Certaines colles contiennent des monomères dits « actifs » qui interagissent avec le substrat dentaire et prothétique, comme le MDP (monomère phosphate) et le 4-META (monomère carboxyle). [104, 317]

Les monomères et les charges sont reliés par un agent de couplage : le silane.

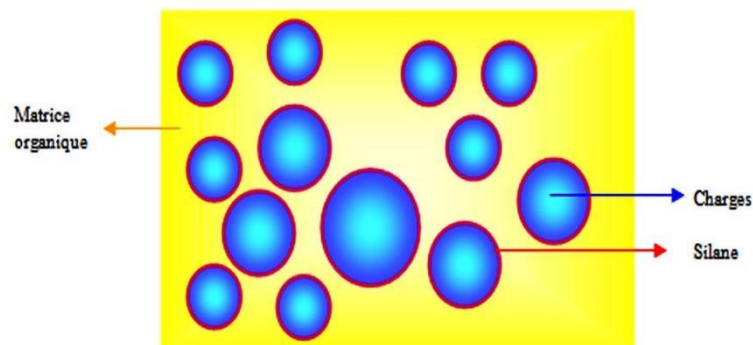


Figure.85 Représentation schématique d'une résine composite [317]

III.5.3 Classification des colles

III.5.3.1 Classification selon le mode de polymérisation

- Une polymérisation chimique pure

La polymérisation est induite par une réaction chimique de type RedOx, on parle aussi d'autopolymérisation ou de chemopolymerisation. Le Processus est initié par un mélange base-catalyseur (amine aromatique-peroxyde organique) créant des radicaux libres qui vont interagir avec les chaînes de Polymères : le temps de travail est donc limité, la manipulation est opératoire dépendante, mais la polymérisation est quasi complète, même sous des restaurations opaques. [318]

- Une photopolymérisation pure

L'amorçage de la réaction est assuré par un agent photo sensible (la camphorquinone généralement) [319] activé par une source lumineuse d'une longueur d'onde optimale de 462nm. Après activation de cet agent, une réticulation en cascade des chaînes de polymères se produit. Ce type de prise laisse au praticien plus de temps pour manipuler la pièce, mais ne peut être réalisé que lors du collage de restaurations de faible épaisseur et surtout translucides, permettant un bon passage de la lumière, En effet au-delà d'1mm d'épaisseur on perd 80% de l'énergie photonique. La polymérisation est souvent incomplète, et nécessite une longue durée d'exposition lumineuse. [320]

- Une polymérisation duale (mixte)

On associe la polymérisation photonique et chimique. La prise de la couche de surface est initiée par photopolymérisation. La prise en profondeur est chimique. Néanmoins, il est important de noter que ces colles duales sont incompatibles avec les systèmes adhésifs SAM (auto mordant), en raison de leur acidité vont consommer les amines de la colle qui sera dépourvue de ces molécules et la réaction de polymérisation sera incomplète car les radicaux libres ne seront plus formés ; ce qui entraînera une inhibition de la polymérisation. Cette incompatibilité peut être évitée en utilisant un adhésif rendu dual, en ajoutant un activateur (du sulfino benzoate de sodium). Ces réactions sont des polymérisations par addition, entraînées par l'ouverture des doubles liaisons C=C (permis par des radicaux libres) permettant la formation d'une structure en 3 dimensions. [321]

III.5.3.2 Classification selon le mode d'adhésion

- Les colles sans potentiel adhésif

Appelées aussi composites de collage, se ressemblent à un composite de restauration traditionnel mais avec une viscosité plus faible. Généralement à prise duale. Elles sont micro

chargées ou micro hybrides et possèdent une phase résineuse importante qui accroît leur fluidité, ce qui augmente leur mouillabilité à l'interface, favorisant une adaptation précise de la pièce prothétique. [105]

Elles n'ont aucune capacité adhésive et nécessitent un conditionnement des surfaces dentaires (avec un système adhésif) et de l'intrados prothétique (avec un primaire). Ce type de colle est souvent présenté dans des kits de collage qui incluent tous les éléments nécessaires à l'assemblage de la pièce (conditionneur, primaire, adhésif). Il est recommandé d'utiliser le système adhésif fourni afin d'éviter tout risque d'incompatibilité avec la colle duale. [105]

Exemple : Variolink®Esthetic (Ivoclar), Calibra® (Dentsply), Choice® (Bisico), RelyX™ARC (3M), NX3 Nexus™ (Kerr), ParaCem® (Coltène), Multilink®Automix (Ivoclar), DentoCem® (Itena). [105]

Dans cette catégorie, nous retrouvons également les résines composites dites « de restauration », qui ont une prise uniquement photonique. Elles ont une composition très similaire aux composites de collages conventionnels. Cependant, leur viscosité est plus élevée, ce qui réduit la facilité de manipulation.

Ils peuvent donc être chauffés au préalable à l'aide de dispositifs réchauffeurs (Atteignant une température de 60°C). L'utilisation d'un insert ultrasonique spécifique (C20®, Satelec) est également recommandée. Par phénomène de thixotropie, les vibrations vont augmenter la fluidité, favoriser l'étalement et l'insertion de la pièce sera facilitée. [322]

On rappelle que cette famille de composites uniquement photo polymérisables ne peut être employée que pour l'assemblage de restaurations fines mais surtout translucides (essentiellement des facettes). [105, 323]

Ils présentent ainsi plusieurs intérêts :

- Un temps de travail illimité (élimination aisée des excès avant la photo polymérisation),
- Des qualités optiques et esthétiques ;
- Un pourcentage de charges augmenté donc une résistance mécanique plus élevée et une usure du joint plus lente ;
- L'absence d'amines (initiateurs de la polymérisation chimique dans les colles duales) diminuant le risque de dégradation et de jaunissement du joint.

Exemples : G-aenial® (GC), Estelite Sigma Quick® (Tokuyama), ceram.x® duo (Dentsply Sirona). [105, 323]



Figure.86 Dispositif réchauffeur de composite
[322]

- Les colles avec potentiel adhésif



Figure.87 Composite G-aenial® de GC
[324]

Ces colles sont des résines naturellement adhésives grâce aux monomères fonctionnels entrant dans leur composition, on retrouvera du 10-MDP, le MAC-10 ou bien encore le 4-META. Ces colles sont généralement peu ou pas chargées et peuvent être à polymérisation duale ou chimique. Malgré les propriétés adhésives de leurs monomères, ces colles nécessitent un conditionnement des surfaces dentaires et prothétiques afin d'obtenir des valeurs d'adhésion efficaces. [105] Exemples :

- Le monomère 4-META : Superbond® C&B, Chemiace II® (Sun Medical),
- Le monomère MAC-10 : Mbond®, Bistite II DC® (Tokuyama),
- Le monomère MDP : Panavia® (Kurakay).
- Les colles auto-adhésives

Elles fonctionnent comme les adhésifs en une seule étape. Ces colles à prise duale ont un pouvoir auto mordançant grâce aux monomères qu'elles renferment et aucune préparation spécifique des surfaces à coller n'est requise. En effet, la présence de groupements monomères méthacrylates acides capables de déminéraliser et d'infiltrer la surface du substrat dentaire, grâce à leurs fonctions phosphoriques et/ou carboxyliques acides.

Cependant, certains auteurs recommandent d'effectuer un mordantage amélaire préalable avec de l'acide ortho phosphorique à 37% afin de doubler les valeurs d'adhésion à l'émail. [325]

Exemples: RelyX Unicem™ (3M Espe), Clearfil® SA (Kurakay), G-Cem® (GC), Total C-Ram® (ITENA), Smart Cem®2 (Dentsply), Speed Cem® (Ivoclar). [105]

III.5.3.3 Comparaison entre les différents types de colles

	Avantages	Inconvénients
Colles sans potentiel adhésif	<ul style="list-style-type: none"> - Valeurs d'adhérence très élevées ainsi qu'une grande longévité grâce au microclavetage. - Excellentes propriétés esthétiques et large choix de teintes. - Un comportement mécanique permettant un véritable soutien de la restauration et un amortissement des contraintes occlusales - Vieillessement lent. 	<ul style="list-style-type: none"> - Protocole rigoureux en plusieurs étapes, - Mise en place d'un champ opératoire étanche obligatoire. - Risque de sensibilités post-opératoires lors de l'utilisation d'une colle associée à un M&R 3. - Risque de colorations du joint par la présence d'amines dans les colles duales. - Aucune action antibactérienne. - Coût.
Colles avec potentiel adhésif	<ul style="list-style-type: none"> - Excellentes performances adhésives et capacité de liaison chimique avec les composants du substrat dentaire et prothétique. - Propriétés optiques performantes avec large choix de teintes. - Vieillessement lent. 	<ul style="list-style-type: none"> - Nécessité d'un conditionnement des surfaces dentaires et prothétiques et donc un protocole en plusieurs étapes. - Mise en place d'un champ opératoire étanche obligatoire. - Aucune action antibactérienne. - Coût.
Colles auto-adhésives	<ul style="list-style-type: none"> - Simplification du protocole de collage à l'extrême, sans conditionnement des surfaces. - « Tolérance » à l'humidité. - Bonne résistance mécanique à la compression. - Possible rôle antibactérien. - Peu de sensibilités post-opératoires, - Plusieurs teintes disponibles. 	<ul style="list-style-type: none"> - Peu de recul clinique et de preuves scientifiques. - Faible adhésion sur l'émail nécessitant une étape de mordantage préalable. - Adhérence au substrat dentaire et prothétique plus faible que les colles composites classiques. - Vieillessement rapide du joint.

Tableau.9 Avantages et inconvénients des différents types de colles

III.5.3.4 Les concepts de collage les plus documentés

- Une étude de Cho et al. sur 3 types de colles (Panavia F2.0, RelyX Unicem et Superbond C&B) [234] montre que l'efficacité de la colle est dépendante du traitement de surface. la colle contenant du MDP est plus efficace que les autres colles lorsque la zircone est traitée par air-abrasion ou revêtement de silice tribochimique, mais dans cette étude les autres colles sont utilisées sans primaire.

- L'étude de Kaimal et al. [237] trouve que les forces de liaisons sont plus élevées pour le groupe traité par RelyX Ultimate avec un primaire contenant du MDP que pour Panavia F. C'est également ce que montre Grasel et al.[362] avec l'utilisation de différentes colles utilisées en complément d'un primaire contenant du MDP qui présentent des valeurs d'adhésions supérieures à l'échantillon collé avec le Panavia F2.0.
- Une étude de Niall et al. [340] , trouve que pour coller la zircone, l'utilisation d'une abrasion par particules en suspension dans l'air avec 50 µm d'Al₂O₃ à 0,10 à 0,25 MPa en combinaison avec une résine adhésive contenant un monomère de phosphate est actuellement recommandée. Une isolation par digue en caoutchouc est également recommandée.
- Dans l'étude de Yagawa et coll, [341] plusieurs primaires (parmi lesquels 10-MDP, 4-META, MAC-10, 3-TMSPMA et VBATDT) ont été testés pour coller les zircons translucides en utilisant à chaque fois le Panaxia, V5TM
- Les résultats sont donnés après une immersion dans de l'eau distillée à 37°C pendant 24 heures après 30 minutes de préparation de la surface de la zircone, puis un thermocyclage de 0 ou 5000 cycles à 5°C et 55°C pendant 1 minute. Il ressort de cette étude que la force de collage la plus élevée dans ces conditions est obtenue avec les primaires contenant du 10-MDP, tel que le primaire ClearfilTM ainsi que la version dual du Panayia VSTM. [341]
- Une étude d'Awad et al. (2022à. [326] A mis en avant l'effet négatif des contaminations par le sang et la salive, sur la force de liaison par cisaillement entre la zircone et le composite de collage. Il a affirmé que les surfaces dentaires et prothétiques doivent être nettoyées à l'aide des nettoyants contenant de l'oxyde de zirconium (Ivoclean) et le sel de10-MDP (Katana Cleaner) indispensables à l'élimination des glycoprotéines salivaires et des résidus de sablage et de sang délétères à la procédure de collage. Compte tenu du facteur temps de lorsque le prétraitement de la surface d'assemblage a lieu, Al-Akhali et al Signalé qu'une surface de zircone nouvellement nettoyée a une force d'adhérence plus élevée. [327]
- Selon une revue systématique et méta-analyse de Rigos et coll. [328] en 2023, les conclusions suivantes peuvent être tirées :

- Lorsque de la colle non-MDP et un primaire non-MDP sont utilisés, le sablage à l'alumine (SA) et le revêtement de silice tribochimique (RST) doivent être effectués, tandis que le RST semble fournir une liaison plus durable que le SA.
- L'utilisation du primaire MDP seul ne semble pas apporter un bénéfice clair sur la durabilité de la liaison d'après les études in vitro, mais sa combinaison avec le SA permet une diminution plus faible de la force de liaison après vieillissement.
- Lorsque la colle MDP est utilisée seule, une adhérence durable ne peut être garantie, sauf si d'autres traitements de surface tels que SA ou RST sont appliqués.
- Il n'existe aucune preuve claire d'un avantage supplémentaire lorsqu'on combine une colle MDP avec un primaire MDP.
- La combinaison d'une colle MDP avec du RST peut donner des résultats plus durables après vieillissement.
- Il a été démontré que les ciments contenant du 10-MDP améliorent la liaison de la résine à la céramique de zircone sans aucun traitement de surface supplémentaire. Ce qui pourrait rendre le développement clinique procédure de cimentage des restaurations en zircone plus simple et plus efficace car celui-ci est le monomère fonctionnel le plus prometteur, explique Lawson. [233]

III.5.3.5 Les différentes colles utilisées pour le collage de la zircone

III.5.3.5.1 Le Panavia™V5

- Définition et historique

C'est une colle avec potentiel adhésif propre, à prise duale, libérant des fluorures, contient comme monomère fonctionnel le Méthacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate (MDP).

Kuraray Noritake Dental a développé le monomère MDP original en 1981, pour améliorer la force d'adhésion à l'hydroxyapatite. Deux ans plus tard, le produit PANAVIA™ EX est lancé sur le marché, qui contenait le monomère MDP original : le premier ciment composite du monde. La série PANAVIA™ a fait l'objet d'améliorations continues depuis son lancement.



Figure.88 Développement du produit PANAVIA depuis 1983 [329]

D'après l'étude de Dursun et coll. [330] le Panavia V5TM présenterait une force de collage supérieure aux autres ciments de scellement.

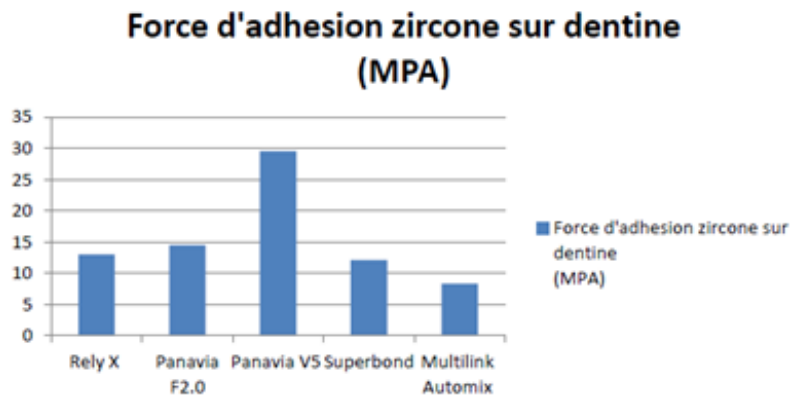


Figure.89 Force de collage entre la dentine et la zircone entre différents ciments de scellement [330]

- Composants du PanaviaTMV5

Pâte	2 types de pâte (A et B) contenues dans une seringue auto-mélangeuse , elle est disponible en 5 teinte ; Universal (A2), Clear, Brown (A4), White et Opaque (toutes les teintes sont à double polymérisation sauf l'opaque qui est auto-polymérisable). La pâte Panavia TM V5 ne contient pas de MDP en elle-même, à la différence du Panavia F2.0 TM.
Pâte d'essai (try-in paste)	Utilisée pour évaluer la teinte de la colle avant le collage. Il est disponible en cinq teintes. Elle est composée de : Glycerol, silice silanisé, silice colloïdal silanisé, silice colloïdal, pigments.
Tooth Primer	Un primer auto-mordant, est utilisé pour conditionner la dent préparée. Le MDP contenu dans le primer le rend adapté au prétraitement des substrats en résine et en métaux non précieux, ainsi que de la structure dentaire
Seringue K-ETCHANT	Un gel de mordantage , il est utilisé pour mordancer l'émail ou la prothèse.
CLEARFIL CERAMIC PRIMER PLUS	Utilisé pour conditionner les surfaces prothétiques. L'agent de couplage silane et le monomère phosphate (MDP) qu'il contient le rendent adapté au prétraitement de la porcelaine, de la céramique à base de silice, de la résine composite, des céramiques hybrides, de la zircone/alumine et du métal. Il peut

	également être utilisé pour le prétraitement des piliers implantaires en titane.
Accessoires	Embout mélangeur, embout endo (S), embout aiguille (E) (pour seringue K-ETCHANT), brosse applicatrice, godet mélangeur. . Il est composée de : acide phosphorique 35%, eau, silice colloïdal, pigment.

Tableau.10 Composants du PanaviaTMV5.

[329, 331-333]



Figure.90 Kit standard de PanaviaTMV5

[329]

- Caractéristiques et propriétés
 - Propriétés mécaniques : Le PanaviaTMV5 a montré une résistance au cisaillement et à la traction très élevée, et donc une forte adhésion à la structure dentaire (émail et dentine). [333]
 - Adhésion « Touch-cure » : Lorsque la pâte du PANAVIATM V5 entre en contact avec le PANAVIATM V5 Tooth Primer, la polymérisation s'accélère, ceci conduit au plus haut degré possible de polymérisation, et donc permet d'éliminer de manière efficace le risque d'absorption d'eau, de décoloration ou de décollement. [329]
 - Propriétés optiques et esthétiques : La pâte sans amine a montré à terme moins de variation de teinte que les deux autres colles à base d'amine, ainsi la présence d'une variété de teinte offre un bon choix au praticien qui peut aussi évaluer la teinte de la colle in situ à l'aide de la pâte d'essai fournie.
 - Propriétés ergonomiques : Application et mise en place facile grâce à la seringue auto-mélangeuse, ainsi qu'une élimination facile des excès.
- Spécifications techniques :

Teneur en charges	Résistance à la flexion	Module de flexion	Résistance à la compression	Absorption d'eau
61 % en poids	127 MPa	6,3 GPa	310 MPa	21 µg / mm ³
Epaisseur de film	Radio-opacité	Libération de fluorure (28jours)	Temps de travail (23°C)	Temps de travail (lumière)
12 µm	180% Al	58 µg/ g	2 min	10 secs

Tableau.11 Les caractéristiques techniques du Panavia.

[329]

Large gamme d'indications : couronnes, bridges, inlays, onlays, facettes, bridges collés, restaurations prothétiques sur piliers implantaires, tenons et reconstitutions coronoradiculaire. Ainsi qu'une grande variété des matériaux à coller.

- Protocole de collage



Figure.91 Protocole de collage d'un bridge en zircone stratifié avec le PANAVIA™ V5

[334]

III.5.3.5.2 Le RelyX™ Unicem 2 Automix

- Définition

C'est une colle qui fait partie de la famille des colles auto-adhésives et elle est également dite auto-mordante, c'est-à-dire qu'elle ne nécessite pas de traitement préalable des surfaces dentaires et prothétique (pas de mordantage, d'application de primer et d'adhésif). Elle est à prise duale. [335]



Figure.92 Colle auto-adhésive de RelyX™ Unicem 2 Automix (3M ESPE). [335]

- Composition

Le système comprend trois teintes (translucide, A2 universelle et A3 opaque) proposées dans une seringue auto-mélangeuse de 8,5 g.

Des embouts mélangeurs pour application standard, des embouts intra-oraux angulés et des embouts endo sont disponibles. [335]

- Caractéristiques

Le RelyX™ Unicem se caractérise par des résistances élevées (à la traction et au cisaillement), une bonne adaptation marginale et une stabilité dimensionnelle élevée, une tolérance à l'humidité, une faible expansion linéaire, une adhérence élevée à la structure dentaire, une libération de fluorure sur une longue période de temps, utilisation facile, presque aucune sensibilité post-opératoire et disponible en différentes teintes pour mieux répondre aux critères esthétiques. [335]

- Protocole de collage



Figure.93 Protocole de collage d'une couronne en zircone monolithique avec RelyX™ Unicem 2 Automix (3M ESPE) [336]

Bien que le traitement de surface ne soit pas nécessaire, le fabricant recommande deux alternatives de pré-traitement en précisant que l'option la plus simple est suffisante :

alternative 1 : sablage à l'oxyde d'alumine (40 µm) suivi d'un nettoyage à l'alcool.

alternative 2 : traitement tribochimique avec CoJet™/Rocatec™ (3M ESPE) suivi de l'application d'un silane (RelyX™ Ceramic Primer, 3M ESPE). [337]

III.5.3.5.3 Le Superbond C&B® (Sun Medical)

- Définition et propriétés

Super-Bond C&B est une colle à potentiel adhésif propre (a été lancée en 2000), chémo-polymérisable, à base de résine contenant le monomère 4-META (4-méthacryloyloxyéthyl trimellitate anhydride). Sa particularité est d'être composée essentiellement de chaînes linéaires de polyméthylméthacrylate, capable de former des liaisons hydrogène avec les surfaces polaires.

Une autre singularité de cette colle est son mode d'amorçage avec le catalyseur tri-N-butylborane (TBB), qui n'est pas inhibé mais activé en présence d'oxygène ou d'humidité.

Super-Bond est utilisé intensivement dans une gamme très large d'indications dentaires, et durant toutes ces années, il a démontré une parfaite biocompatibilité pulpaire, ainsi la

formation de la couche hybride (couche imprégnée de résine) dans la dentine et l'émail permet de renforcer la surface dentaire contre les caries secondaires et prévient toute sensibilité postopératoire.

Enfin, comme elle ne contient pas de charges, ses propriétés viscoélastiques sont majorées et permettent d'absorber les contraintes. [338]

- Composants

Le coffret Super-Bond C&B contient : [339]

- 1seringue de catalyseur TBB,
- 1 flacon de Monomère (MMA, 4-META),
- 2 pots de poudre Polymère (teintes Clear translucide et Radio-opaque blanche),
- 1 bloc de mélange en céramique avec thermomètre,
- 1 flacon Activateur Rouge (acide phosphorique 65% pour mordancer l'émail),
- 1 flacon Activateur Vert (acide citrique+chlorure ferrique pour mordancer la dentine),
- Des cuillères de dosage, des pinces et brochettes ,des petits carrés de mousse.

Nécessite d'être associé à l'Universal ceramic primer dans le cadre du collage de la zircone.



Figure.94 Coffret Superbond C&B® (Sun Medical)
[339]

- Protocole de collage



Figure.95 Protocole de collage de Superbond C&B® [340, 341]

III.6 Particularités pour les prothèses en zircone supra-implantaires

Une étude in vitro [342] a été réalisée pour déterminer comment les implants monobloc en zircone et en titane sont liés à la couronne de superstructure en zircone à l'aide de différents ciments de scellement. Ils ont conclu que les ciments-résines adhésives ont produit la plus grande force de liaison avec les implants en titane et en zircone par rapport aux ciments verre ionomère et les ciments auto-adhésif. De plus les CVI ont montrés des forces d'adhérences les plus faibles.

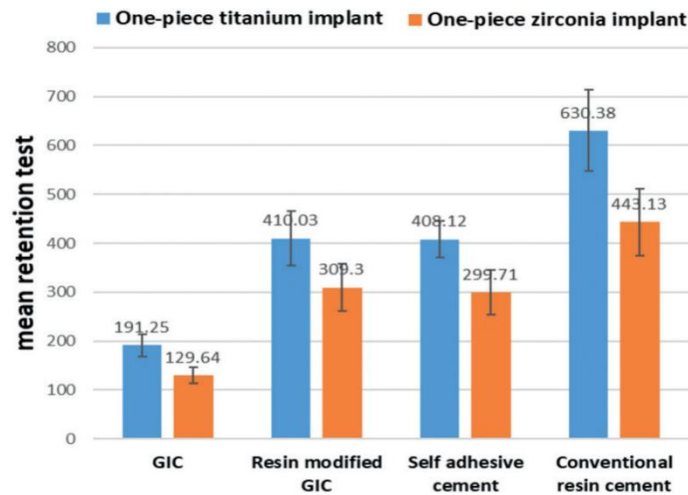


Figure.96 Schéma des données récapitulatives statistiques pour la rétention par extraction [342]

Moyen d'assemblage et type de prothèse	Traitement pilier	Traitement restauration	adhésif	Ciment et colle
Couronne en zircone et pilier en titane (scellée)	Isopropanol 99% (bain d'ultrasons)	Air-abrasion (AL2O3,50 µm, 2,5 bar), isopropanol 99% (bain d'ultrasons)		Ciment verre ionomère, ciment phosphate de zinc
Couronne en zircone et pilier en titane (collée)	Air-abrasion (AL2O3,50 µm, 2,5 bar), isopropanol 99% (bain d'ultrasons)	Air-abrasion (AL2O3,50 µm, 2,5 bar), isopropanol 99% (bain d'ultrasons)	Par exemple, Monobond Plus	Resine composite (par exemple Multilink Implant, Panavia)
Couronne en zircone et pilier (collée)	Air-abrasion (AL2O3,50 µm, 2,5 bar), isopropanol 99% (bain d'ultrasons)		Par exemple, Monobond Plus	

Le Monobond Plus est un primer combinant un silane et de l'acide phosphorique pour le métal et le céramique, utilisé à la fois pour le dissilicate de lithium et les céramiques à base d'oxydes. Il permet d'activer les surfaces avant l'utilisation d'une colle.

Panavia est une colle contenant des phosphates monoesters (MDP). L'utilisation d'un adhésif n'est utile pour le titane et les céramiques à base d'oxydes

Tableau.12 protocole de préparation des surfaces prothétiques.

[343]

Partie pratique

Cas cliniques

Cas clinique 1

Le cas clinique a été pris en charge au niveau du service de prothèse de la clinique dentaire de Tizi Ouzou.

1ère étape : l'examen clinique et les examens complémentaires

Monsieur M.A, âgée de 24 ans, a été reçu à notre service en vue d'une réhabilitation prothétique pour un motif esthétique.



Figure : situation initiale (vue de face)



Figure : situation initiale (vue de profil droit)



Figure : situation initiale (vue de profil gauche)

a) L'interrogatoire :

- Absence de maladies d'ordre général ;
- Antécédents de soins et d'extractions dentaires qui ont pour origine des caries

b) L'examen exo-buccal :

A l'inspection une symétrie faciale, aspect normal des téguments, une égalité des étages et rien à signalé à la palpation des muscles masticatoire, des ATM et des aires ganglionnaires

c) Examen intermédiaire :

Un chemin d'ouverture buccal droit et amplitude de l'ouverture buccale : trois doigts et demi

d) Examen endo-buccal :

- Absence d'halitose
- Aucun signe pathologique au niveau des muqueuses ainsi que l'insertion des freins
- Un biotype parodontal fin et festonnée
- Présence d'une légère inflammation gingivale avec dépôts de plaque sus-gingivales

e) L'examen dentaire :

- La formule dentaire :

18	17	16	15	14	13	12	11	21	22	23	24	25	26	27	28
		C	O	O		O	O	O	O			C			
48	47	46	45	44	43	42	41	31	32	33	34	35	36	37	38
	O	C				C	C	C					C		

- Indice CAO = 14 → hygiène insuffisante

f) Examen de l'occlusion :

- L'occlusion statique révèle une Classe I Canine / Molaire d'Angle avec overjet et overbite normaux
- L'occlusion dynamique révèle un guidage antérieur sans interférences en propulsion, une protection canine en latéralité avec un chemin de fermeture rectiligne

g) L'examen fonctionnel montre l'absence des parafunctions et des dysfonctions

h) Examen complémentaire



Figure : radio panoramique du patient

L'examen de la radio panoramique dentaire met en évidence :

Etat des bases osseuses :

- Densité osseuse normale
- RAS par rapport aux structures maxillaires et mandibulaires, ATM, Sinus maxillaires
- Absence de kyste, granulome, tumeurs, fractures mâchoires
- Absence de dents surnuméraires, incluses

Formule dentaire :

- Traitements non satisfaisants au niveau de la 11, 12, 21, 22
- Lésions péri-apicales en regard de la 15, 26, 36, 46

Etat des tissus parodontaux :

Lésions péri-apicales en regard de la 15 ; 26 ; 36 ; 46

2ème étape : Diagnostic et plan de traitement

- L'orientation au service d'odontologie conservatrice pour les restaurations coronaires (31, 41, 42) et traitement endodontique sur la 36
- L'orientation au service de parodontologie pour un assainissement parodontal et stabilisation de la maladie gingivale
- L'orientation au service de pathologie bucco-dentaire pour l'extraction de : 25, 16, 46
- Concevoir des facettes en céramique sur la 11, 12 et des couronnes en zircone sur la 21, 22.

3ème étape : Phase clinique

1ère séance :

1) La réalisation de clé en silicone de réduction



Figure: clé en silicone



Figure : clé en silicone découpée

2) Prise de la couleur par VITA classical (A1-D4)



Figure : choix de la teinte

3) Choix des instruments rotatifs :

Fraise conique diamantée fine à bout arrondi, Fraise roue diamantée

4) Choix du type de préparation :

- Limite cervicale à épaulement à angle interne arrondi
- Limite sous-gingivale

5) Mise en place du champ opératoire et insertion du fil de rétraction gingival

6) Préparation des dents piliers suivant les principes de préparation

Étape 1: Réduction des faces proximales tout en supprimant les contacts inter proximaux avec une fraise slice cut.



Figure : réduction des faces proximales

Etape 2 : Réduction des faces vestibulaires et palatines

Les angles sont arrondis à l'aide de la fraise conique à bout rond réunissant ainsi les faces vestibulaires et palatines aux faces proximales.



Figure : réduction des faces vestibulaires et palatines

Etape3 : Réduction des bords libres

Réduction de la hauteur dentaire en utilisant une fraise courte à gros grains ou une meulette tout en la faire passer mesio-distalement et respectant l'inclinaison des bords libres.



Figure: réduction des bords libres

Remarque : pour la préparation des piliers pour les facettes, les étapes sont les mêmes que pour les couronnes.

- Aucune préparation sur la face palatine
- Réalisation d'un toboggan vestibulaire (sans préparation des faces proximales)

Etape 4 : Vérification de la réduction

A l'aide du guide de réduction que les préparations sont homothétiques.



Figure : vérification avec le guide de clé en silicone

Etape 5 : Finitions et polissage des moignons avec des fraises de finitions, cônes ou de meulettes en caoutchouc montées sur contre angle.



Figure : Situation finale après préparation

7) Prise d'empreinte maxillaire par technique de double mélange



Figure : prise d'empreinte avec un silicone lourd



Figure : empreinte finale avec un silicone light

8) Réalisation d'une restauration provisoire



Figure : injection du composite provisoire dans la clé en silicone

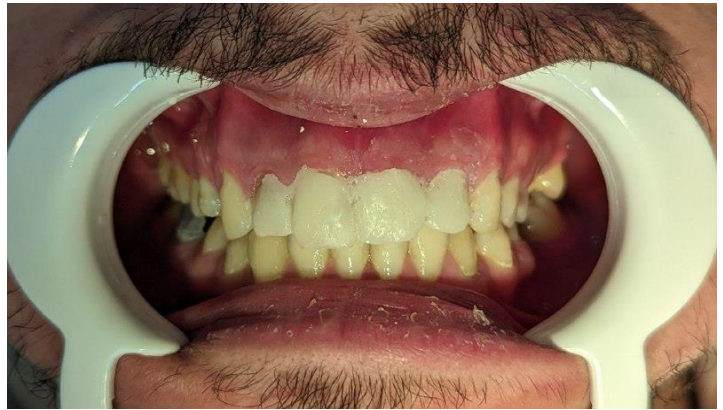


Figure : restaurations provisoires en place

2^{ème} séance : L'essayage des chapes



Figure : vue de face des chapes en zircone sur modèle en plâtre



Figure : vue de face occlusale des chapes en zircone sur modèle en plâtre



Figure : vue de faces des chapes en zircone mise en place en bouche



Figure : vue de face occlusale es chapes en zircone mise en place

3^{ème} séance : livraison des restaurations définitives

Etape 1 : choix du mode d'assemblage et matériaux :



Figure : colle auto-adhésif Multilik Speed et silane Monobond Plus

Etape 2 : essai en bouche et vérification de l'occlusion puis nettoyage et séchage

Etape 3 : application de l'acide fluoridrique uniquement sur les facettes en céramiques sur l'intrados pendant 2min, rinçage et séchage



Figure: mordantage de l'intrados des facettes en céramique e-max avec l'acide fluoridrique Fluoridrico de chez DentaFlux

Etape 4 : application du silane sur l'intrados des surfaces des restaurations prothétiques pendant 1min, rinçage et séchage



Figure : application du produit sur un micro-applicateur



Figure : application du silane sur l'intrados des restaurations prothétiques

Etape 5 : mordantage à l'acide orthophosphorique 37% des surfaces dentaires pendant 30 secondes, rinçage et séchage

Etape 6 : application de l'adhésif par frottement sur les surfaces dentaires puis polymérisation pendant 20s

Etape 7 : le collage proprement dit

- Application des ciments résine adhésifs sur l'intrados des restaurations prothétiques : Variolink Elite sur l'intrados des facettes en céramique et le Multilink Speed sur l'intrados des couronnes en zircone



Figure : application de la colle sur l'intrados des couronnes en zircone



Figure : application de la colle pour céramique sur l'intrados des facettes en céramique

- Mise en place en bouche
- Effectuer une polymérisation flash de 3s
- Enlever les excès de colles débordants

- Polymérisation finale pendant 3s de chaque coté
- Vérification de l'occlusion



Figure : situation finale du patient

Cas clinique 2

Ce cas clinique a été réalisé par docteur AININE.M. Il s'agit d'un bridge de 4 éléments en zircone implanto-porté.

- L'assemblage commence par la préparation de la surface de collage pour optimiser la liaison entre la base titane et la zircone.
- Avant assemblage, il est préférable d'essayer tous les éléments en bouche. Puis de les nettoyer, rincer et sécher.
- Application du silane sur l'intrados des suprastructures en zircone ainsi que la Ti-Base en titane pendant 1min. Rinçage puis séchage.





- Mise en place de pilier Ti-Base sur le modèle en plâtre.



- Application de la colle Variolink Esthetic sur l'intrados des suprastructures en zircone.



- Mise en place sur les piliers, enlever les excès de colle, polymérisation pendant 3s.



- Retirer les structures collées, mise en place en bouche à l'aide de visses.



- Obturer les puits à l'aide de résine composite pour un rendu plus esthétique.

Conclusion

Conclusion

La zircone est un matériau qui a fait l'objet d'un développement particulièrement rapide et important, grâce à ces caractéristiques indéniables en termes de résistance, de biocompatibilité et d'esthétique, notamment avec la démocratisation de la conception et fabrication assistée par ordinateur (CFAO). Cependant, pour garantir le succès à long terme des restaurations en zircone, il est essentiel de prêter une attention particulière à l'étape d'assemblage.

Les traitements de surface préalables et le matériau d'assemblage utilisés ont un réel impact sur les forces d'adhésion de la zircone, notamment avec la combinaison de prétraitements physiques (revêtement de silice tribochimique) et chimique (primaire contenant un groupement phosphate 10-MDP) qui semble incontournable pour un assemblage optimal et durable.

Les surfaces dentaires et de la pièce prothétique doivent être exemptes de toutes contaminations, la mise en place d'un champ opératoire étanche et le suivi d'un protocole opératoire strict sont également des éléments clés afin d'assurer la pérennité de restaurations adhésives.

Pour conclure, il n'existe pas un matériau d'assemblage unique et idéal qui pourra s'adapter à toutes les situations cliniques. Les manipulations sont toujours opérateur-dépendantes et ont un rôle presque aussi important que les performances intrinsèques des matériaux. Des protocoles simples et fiables comprenant des étapes telles que la préparation de la surface et l'application d'agents de liaison spécifiques sont impératifs pour permettre une bonne reproductibilité, une facilité d'application clinique et une pérennité de nos restaurations qui contribue à une satisfaction de nos patients.

Bibliographie

1. Étienne O, Anckenmann L, Flaus G, Heichelbech F, Lemoy C, Pilavyan E, et al. Restaurations esthétiques en céramique collée. CdP, 2016
 2. Étienne O, Hajto. Les matériaux céramiques en "prothèse sans métal". Cah Prothèse; 2011 ; 155:5-13
 3. Chaouki Tibourtine. Intérêts et limites de la zircone en prothèse fixée antérieurement. Chirurgie. 2020. ffdumas-03270948ff
 4. VALLÉE J.W. et al, 2002. Une Terre primitive et fraîche, dans *Geology*, vol.30 (4):351-354.
 5. Chams-Eddine Abdelli. Intérêts et limites de la zircone CFAO en prothèse fixée postérieure. Chirurgie. 2022. ffdumas-03715713ff
 6. Abd El-Ghany OS, Chérif AH. Céramiques à base de zircone, quelques aspects cliniques et biologiques : Bilan. *Future Dent J*. 2016 décembre;2(2):55-64.
 7. MENNEKEN M, NEMCHIN AA, GEISLER T, PIDGEON RT, WILDE SA. Hadéen diamants en zircon de Jack Hills, Australie occidentale. *Nature*. 2007, Vol.448, pp.917-920-2010.
 8. Decker A, Sadoun M. Un support en céramique de zirconium. *Inf Dent*. 23 novembre 1989;71(41):4009-15.
 9. Abd El-Ghany OS, Shérif AH. Céramiques à base de zircone, quelques aspects cliniques et biologiques : Bilan. *Future Dent J*. 2016;2(2):55-64.
 10. Mahiat Y. La zircone : cette méconnue. *Stratégie prothétique*. 2006;6(1):55-65.
 11. Jacquot B, Lethuillier J, Fages M, Bennasar B, Felenc S, Raynal J, Margerit J. Quelle zircone en odontologie prothétique ? . *Inf Dent*. 2010;(92):10-16.
 12. Piconi C, Maccauro G. La zircone comme biomatériau céramique : une revue. *Biomatériaux*. 1999;20(1):1-25
 13. Laurent gremillard 2002. Génie des matériaux Lyon, INSA Ecole doctorale Matériaux de Lyon Laboratoire : GEMPPM - Groupe d'Etudes de Métallurgie Physique et de Physique des Matériaux (Lyon, INSA1975-2007)
 14. 11th International Congress on Metallurgy & Materials SAM/CONAMET 2011 Plasma Dissociated Zircon (PDZ) Processing; Influence of the Zr:Si Ratio in the Composition, Microstructure and Thermal Re-Crystallization Article in *Procedia Materials Science*. December 2012
 15. Vert, R. (2011). Elaboration par projection plasma d'un revêtement céramique sur un substrat métallique mince et de faible rugosité : usage d'une sous-couche d'adhérence nanostructurée. Thèse de doctorat, Université de Limoges.
 16. Mahiat Y. La zircone : cette méconnue. *Stratégie Prothétique*. *Stratégie Prothétique*. 2006;6(1):55-65.
 17. Edouard Lanoiselee :La zircone dans tous ses états 17.04.2020. Lien en ligne : <https://www.dentalespace.com/praticien/wp-content/uploads/2020/04/Fig3.jpg>
 18. Hubert Mulin. Étude de l'évolution chimique et microstructurale lors de la consolidation par frittage d'un alliage d'or 18 carats après mise en forme par Injection
-

Bibliographie

- de Poudres Métalliques. Sciences de l'ingénieur [physics]. l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, 2012.
19. Frittage — Wikipédia (wikipedia.org)
 20. Dejou J. Les céramiques. Société Francophone de Biomatériaux Dentaires. 2007
 21. Jiang et Liao, « Effects of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic ».
 22. Huang et Li, « [influence of compaction pressure and pre-sintering temperature on the machinability of zirconia ceramic] ».
 23. Axel Hollmann. Les zircons translucides : composition, structure, propriétés et applications. Sciences du Vivant [q-bio]. 2021. ffdumas-03577307
 24. Abduo, Lyons, et Swain, « Ajustement des prothèses partielles fixes en zircone : une revue systématique »
 25. noritake-katana-utml-stml-html-brochure-en.pdf (stomshop.pro)
 26. IPS e.max ZirCAD | Restaurations dentaires en zircone | Ivoclar
 27. LABORDE G, LACROIX P, MARGOSSIAN P et coll. Les systèmes céramo-céramiques. Real Clin 2004;15(1):89-104.
 28. LEBRAS A. Quelle zircone pour quelle prothèse dentaire. Stratégie Prothétique 2003;3(5):351-362.
 29. IVOCLAR-VIVADENT. Compétence en tout céramique. 2009.
 30. VITA In-Ceram® for inLab
https://www.dtshop.com/fileadmin/media/ga/09030_ga_fra.pdf
 31. ARCTICA_en_Material.pdf (dinamed.by)
 32. Celia Pradines. Infrastructures de bridges en zircone Y-TZP : de la conception aux applications. Sciences du Vivant [q-bio]. 2010. ffhal-01739138f
 33. Favreau L. La translucidité de la zircone. Thèse pour le diplôme d'État de docteur en chirurgie dentaire de l'Université de Nantes. 2018.
 34. Abdelli C-E. Intérêts et limites de la zircone CFAO en prothèse fixée postérieure. Chirurgie. 2022. dumas-03715713.
 35. Etienne O, Hajtò J. Les matériaux céramiques en « prothèse sans métal ». Les cahiers de prothèse. 2011;(155):11
 36. Tibourtine C. Intérêts et limites de la zircone en prothèse fixée antérieure. Chirurgie. 2020. dumas-03270948.
 37. Filser F, Kocher P, Weibel F et coll. Reliability and Strength of All-Ceramic Dental Restorations Fabricated by Direct Ceramic Maching. Int J Comput Dent. 2001;4(3):89-106.
 38. Kokubo Y, Tsumita M, Sakurai S et coll. The effect of core framework designs on the fracture loads of all-ceramic fixed partial dentures on posterior implants. J Oral Rehabil. 2007;34(7):503-507.
 39. Studart AR, Filser F, Kocker P et coll. Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. Dent Mater. 2007;23(1):106-114.
 40. Att W, Hoischen T, Gerds T et Strub JR. Marginal Adaptation of All-Ceramic Crowns on Implant Abutments. Clin Implant Dent Relat Res. 2008;10(4):218-225.
-

Bibliographie

41. Poujade JM , Zerbib C , Serre D. Céramiques dentaires. EMC-Dentisterie. 2004;1(2):101–117.
 42. Macario A. Assemblage des céramiques : analyse au travers de la littérature actuelle et d'un cas clinique. Médecine humaine et pathologie. 2016. dumas-01360326.
 43. Sanon C. Lumière sur la zircone 3y-tzp utilisée en implantologie orale : étude de la relation entre la microstructure et la durabilité [Thèse de doctorat]. [Lyon]: INSA; 2014.
 44. Pittayachawan P, Macdonald A, Petrie A et coll. The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava TM Y-TZP dental ceramic. Dent Mater 2007;23(8):1018-1029.
 45. Boursin C. Le collage des restaurations dentaires en zircone. Thèse pour le diplôme d'État de docteur en chirurgie dentaire de l'Université de Nantes. 2018.
 46. Benbelkacem NEH, Bourezg N, Mebarki A. La zircone en prothèse dentaire. Mémoire pour l'obtention du titre de Dr en médecine dentaire. Université d'Alger :2015.
 47. Courcier L. Intérêt et limites de la zircone en prothèse fixée. Thèse pour le diplôme d'État de docteur en chirurgie dentaire de l'Université de Nantes. 2011.
 48. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. Journal of Dentistry. 2007;35(11):819-26.
 49. Hollmann A. Les zircons translucides: composition, structure, propriétés et applications. Sciences du Vivant [q-bio]. 2021. dumas-03577307.
 50. Margossian P, Laborde G, Koubi S, Couderc G, Maille G, Botti S, et al. Propriétés optiques des systèmes céramocéramiques : implications cliniques. Réalités Cliniques. 2010 ; 21(3) :41-51.
 51. Tabardel V. La zircone dans tous ses états : le point sur les évolutions des matériaux et procédures. Chirurgie. 2020. dumas-03182456
 52. Kobayashi K, Kuwajima H, Masaki T. Phase change and mechanical properties of ZrO₂- Y₂O₃ solid electrolyte after ageing. Solid State Ionics. 1981;3/4 :489-493.
 53. Chevalier J: What future for zirconia as biomaterial. Biomaterials.2006;27(4):535-43.
 54. YuZhang, « Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent" Dental Materials Volume 30, Issue 10, October 2014, Pages 1195-1203 .
 55. Vagkopoulou Thaleia, Koutayas Spiridon Oumvertos, Koidis Petros, Strub Jorg Rudolf, "Zirconia in Dentistry: Part 1. Discovering the Nature of an Upcoming Bioceramic.", European Journal of Esthetic Dentistry. 2009, Vol. 4 Issue 2, p130-151.22p.
 56. F. Zarone, M. I. Di Mauro, P. Ausiello, G. Ruggiero & R. Sorrentino, "Current status of lithium disilicate and zirconia : a narrative review", BMC oral health 19, article 134, July 2019 .
 57. B. Stawarczyk, C. Keul, M. Eichberger, D. Figge, D. Edelhoff, N. Lumkemann, "Three generations of zirconia : From veneered to monolithic. Part I", Quintessence international, April 2017, n°5, p369-380 .
 58. B. Stawarczyk, C. Keul, M. Eichberger, D. Figge, D. Edelhoff, N. Lumkemann, "Three generations of zirconia : From veneered to monolithic. Part II", Quintessence international, June 2017, n°6, p441-450
-

59. Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res.* 2018;97(2):140–7
 60. Abd El-Ghany OS, Sherief AH. Zirconia based ceramics, some clinical and biological aspects: Review. *Future Dental Journal.* 2016;2(2):55–64
 61. B.Stawarczyk et al., Quintessence international
 62. Güth J-F, Stawarczyk B, Edelhoff D, Liebermann A. Zirconia and its novel compositions: What do clinicians need to know? *Quintessence Int.* 2019;50(7):512–20.
 63. Tong H, Tanaka CB, Kaizer MR, Zhang Y. Characterization of three commercial Y-TZP ceramics produced for their high-translucency, high-strength and high-surface area. *Ceram Int.* 2016;42(1 Pt B):1077–85
 64. Katana_Zirconia_ML_-_Flyer_EN.pdf (caddent.de)
 65. Zhang F, Inokoshi M, Batuk M, Hadermann J, Naert I, Van Meerbeek B, et al. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dent Mater.* 2016;32(12):e327–37.
 66. Ueda K, Güth J-F, Erdelt K, Stimmelmayer M, Kappert H, Beuer F. Light transmittance by a multicoloured zirconia material. *Dent Mater J.* 2015;34(3):310–4
 67. Juha Pihlaja, Ritva Näpänkangas, Ritva Kuoppala, and Aune Raustia. Veneered zirconia crowns as abutment teeth for partial removable dental prostheses: A clinical 4-year retrospective study. Volume 114 Issue 5 . *THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY* 1 November 2015
 68. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part II. *Quintessence Int.* 2017;48(6):441–50.
 69. Fradeani M, Barducci G, Chiche G, Liger F, Perelmutter S. Réhabilitation esthétique en prothèse fixée. Volume 2. Paris : Quintessence International, 2009.
 70. Deschamps-Lenhardt S, Do N M, Perez C. Actualisation des indications de la zircone en prothèse fixée. *Cahier de Prothèse* 2017;179:38-44
 71. El-Ebrashi MK, Craig RG, Peyton FA. Experimental stress analysis of dental restorations. Part III. The concept of geometry of proximal margins. *J Prosthet Dent.* 1969 Sep;22(3):333-45.
 72. VULT VON STEYERN P. All-ceramic fixed partial dentures. Studies on aluminum oxide- and dioxide- based ceramic systems. *Swed Dent J suppl.* 2005;(173):1-69.
 73. Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2009;88B(2):519–29.
 74. Adar, Pinhas, Limitless Possibilities With Full-Arch Zirconia Monolithic Hybrid Restorations. *Compendium of continuing education in dentistry*, 2017.
 75. Fradeani M, Barducci G, Chiche G, Liger F, Perelmutter S. Réhabilitation esthétique en prothèse fixée. Volume 2. Paris : Quintessence International, 2009
 76. Ban S. 2021. Classification and properties of dental zirconia as implant fixtures and superstructures. *Materials* 14(17):4879 DOI 10.3390/ma14174879
 77. Couronnes dentaires en zircone – Types, coûts, avantages et inconvénients | CeraDirect Partage quotidien blog 26 Aout 2023
-

78. Jean-Philippe Pia, Arnaud Soenen, Emmanuel d'Incau. Principes des préparations antérieures pour systèmes tout céramique. L'INFORMATION DENTAIRE n° 29 - 2 septembre 2015
 79. Donovan TE. Factors essential for successful all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc 2008;139(Suppl):14S-18S
 80. Sadan A, Blatz MB, Lang B. Clinical considerations for densely sintered alumina and zirconia restorations: Part 1. Int J Periodontics Restorative Dent 2005;25:213-219
 81. Regin M., Mahdhaoui K., Attal J-
P. Biomatériaux cliniques Vol.5 N°2 2020 " Les couronnes tout céramique Partie 2: Quel choix dans le secteur postérieur" p31-p43
 82. Y. Ichikawa , Y. Akagawa , H. Nikai et H. Tsuru ., Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. J Prosthet Dent , 1992, 68 , 322 —326
 83. P. De March, O. Etienne. Les bridges tout-céramique : exigences cliniques. les cahiers de prothèse no 155 septembre 2011
 84. Oh W, Gotzen N, Anusavice KJ. Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed-partial dentures. J Dent Res 2002;81(9):623-7.
 85. Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of allceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. J Dent Res 1995;74(6):1253-8
 86. Larsson C, Holm L, Lovgren N, Kokubo Y, Vult von Steyern P. Fracture strength of four-unit Y-TZP FPD cores designed with varying connector diameter. An in-vitro study. J Oral Rehabil 2007;34(9):702-9.
 87. O'Brien W. Dental materials and their selection. 3rd ed.: Quintessence Publishing, 2002
 88. Pr François Duret. Evolutions majeurs de la CFAO directe. L'INFORMATION DENTAIRE n°20- 21 mai 2014
 89. Unger F. la CFAO dentaire. Stratégie Prothétique 2003;3(5):327-341
 90. Pr François Duret. Evolutions majeurs de la CFAO directe. L'INFORMATION DENTAIRE n°20- 21 mai 2014
 91. Coachman C, Agnini A, Agnini AM. Digital Dental Revolution: The Learning Curve. 1 Har/Cdr. Milan; Paris: Quintessenza Edizioni SRL Italy; 2015. 399 p.
 92. Wada J, Hideshima M, Inukai S, Matsuura H, Wakabayashi N. Influence of the Width and CrossSectional Shape of Major Connectors of Maxillary Dentures on the Accuracy of Speech Production. Folia Phoniatr Logop. 2014;66(6):227-36.
 93. Thommeret Camille. REVOLUTION NUMERIQUE ET INNOVATIONS, CE QUI A ET VA CHANGER NOTRE PRATIQUE. THESE N° 2017 LYO 1D66. Année 2017
 94. Oumvertos Koutayas et al. Zircônia Em Odontologia Parte II: Avanço Clínico Baseado Em Evidência ». THE INTERNATIONAL JOURNAL OF ESTHETIC DENTISTRY 02, n° 01 (11 janvier 2017): 26
 95. Ereifej N, Rodrigues FP, Silikas N, Watts DC. Experimental and FE shear-bonding strength at core/veneer interfaces in bilayered ceramics. Dent Mater 2011;27(6):590-7
 96. Rocha EP, Anchieta RB, Freitas AC Jr., de Almeida EO, Cattaneo PM, Chang Ko C. Mechanical behavior of ceramic veneer in zirconia-based restorations: a 3-
-

- dimensional finite element analysis using microcomputed tomography data. *J Prosthet Dent* 2011;105(1):14-20
97. Silva NR, Bonfante EA, Rafferty BT, Zavanelli RA, Rekow ED, Thompson VP et al. Modified Y-TZP core design improves all-ceramic crown reliability. *J Dent Res* 2011;90(1):104-8.
98. Eisenburger M, Mache T, Borchers L, Stiesch M. Fracture stability of anterior zirconia crowns with different core designs and veneered using the layering or the press-over technique. *Eur J Oral Sci* 2011;119(3):253-7
99. Etienne O, Baixe S, Magniez P, Trotzier P, Taddei C. Prothèse amovible partielle et prothèse fixée à armature zircone : association en prothèse composite. *Cah Prothèse* 2010;152:61-70
100. LAUNOIS C, MARECHAL H. Evolution du design des armatures en zircone pour bridges à ancrages partiels. *Les cahiers de prothèse*. 2008 ;143 :25-34
101. Schmitt J, Wichmann M, Karl M, Gollner M, Lohbauer U, Holst S. Surface characteristics of zirconia-based posterior restorations: clinical and scanning electron microscopic analysis. *J Can Dent Assoc* 2011;77:b31
102. BOURRELLY G. Henry Schein, Flyer 76, compléments d'explications du 23 mars-30 avril 2009.
103. Elise Pilavyan, Laure Anckenmann, Olivier Etienne. Publié le 16.05.2014 . Paru dans *Stratégie Prothétique* n°2 - 30 avril 2014 (page 131-144)
104. Roulet J-F, Degrange M. *Collage et adhésion : la révolution silencieuse*. 2000. 358 p. (Paris. Quintessence international).
105. Pauline Marcé. Description des pratiques professionnelles sur les matériaux d'assemblage des reconstitutions partielles indirectes collées en céramique : étude au sein de praticiens de la Nouvelle-Aquitaine. *Chirurgie*. 2018. ffdumas-01806363
106. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2003 Mar;89(3):268-74.
107. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater*. 1998 Jan;14(1):64-71.
108. Dérand P, Dérand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont*. 2000 Apr;13(2):131-5.
109. <https://www.henryschein.fr/fr> consulté le 10.05.2024
110. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res*. 2000;53(4):304-13.
111. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater*. 1999 Nov;15(6):426-33.
112. F. Zarone, M. I. Di Mauro, P. Ausiello, G. Ruggiero & R. Sorrentino, "Current status of lithium disilicate and zirconia : a narrative review", *BMC oral health* 19, article 134, July 2019
113. P. C. Guess, Y. Zhang, J. W. Kim, E. D. Rekow, V. P. Thompson, "Damage and reliability of Y-TZP after cementation surface treatment", *Journal of Dental Research*, 2010 ; 89 : 592-596.
-

Bibliographie

114. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP (2004). Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *Journal of Biomedical Material Research part B*, 71 : 381-386.
 115. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent*. 2005 Jan;33(1):9–18
 116. H. Fischer, P. Weinzierl, M. Weber, R. Marx, “Bearbeitungsinduzierte Schädigung von Dentalkeramik” (Finishing-induced damage to dental ceramic). *Deutsche zahnärztliche Zeitschrift Dtsch*, 1999 ; 54 : p484-488.
 117. Lubica Hallmann a, Peter Ulmer, Eric Reusser, Christoph H.F. Hämmerle. Effect of blasting pressure, abrasive particle size and grade on phase transformation and morphological change of dental zirconia surface, May 2012 *Surface and Coatings Technology* 206(s 19–20):4293–4302
 118. Hee-Kyung Kim and Byungmin Ahn. Effect of Al₂O₃ Sandblasting Particle Size on the Surface Topography and Residual Compressive Stresses of Three Different Dental Zirconia Grades. January 2021. *Materials* 14(3):610
 119. Niall P. Quigley, BDS, MSc, MClin Dent, a Denise S. S. Loo, BDS (hons), b Clinton Choy, BDS (hons), c and William N. Ha, BDS, PhD. Clinical efficacy of methods for bonding to zirconia: A systematic review. *THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY*. February 27, 2020
 120. Ruales-Carrera, Henriques , Claudia A. M. Volpato DDS, MSc, PhD5, Mutlu Özcan DDS, DMD, PhD4. Adhesion behavior of conventional and high-translucent zirconia: Effect of surface conditioning methods and aging using an experimental methodology. *J Esthet Restor ent* 2019 ; 31(4) : 388-397
 121. Le M, Larsson . Bond strength between MDP-based cement and translucent zirconia *Dent Mater J*. 2019 1 juin; 38 (3): 480-489
 122. Dental Tribune. Sablage et amélioration de la liaison adhésive. *Dent Tribune*. 2013 ; 11:12-13.
 123. Dupuis V, Felenc S, Margerit J. Les matériaux de l'interface dento-prothétique : scellement et collage. Rueil-Malmaison : CdP, 2011
 124. CoJet System | Inside Dentistry (aegisdentalnetwork.com) consulté le 10.05.2024
 125. 3M™ Rocatec™ Junior Bonding System Refill | 3M United States consulté le 10.05.2024
 126. Xie H., Li Q., Zhang F., Lu Y., Tay F.R., Qian M., Chen C. Comparison of resin bonding improvements to zirconia between one-bottle universal adhesives and tribochemical silica coating, which is better? *Dent. Mater*. 2016;32:403–411.
 127. Renally Bezerra Wanderley Lima et coll. Tribochemical silica-coating or alumina blasting for zirconia bonding? A systematic review of in vitro studies. *International Journal of Adhesion and Adhesives*. Volume 129, February 2024, Page 103554
 128. Nagaoka N., Yoshihara K., Feitosa V.P., Tamada Y., Irie M., Yoshida Y., Van Meerbeek B., Hayakawa S. Chemical interaction mechanism of 10-MDP with zirconia. *Sci. Rep*. 2017;7:45563.
 129. Sriamporn T., Thamrongananskul N., Busabok C., Poolthong S., Uo M., Tagami J.
-

- Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dent Mater J.* 2014 ; 33(1) : 79–85.
130. Lee MH et coll. Improved resin–zirconia bonding by room temperature hydrofluoric acid etching. *Materials.* 2015 ; 8(3) : 850-866.
131. Fischer J et coll. Effect of zirconia Surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. *Dent Mater J.* 2008 ; 27(3) : 448-454
132. Zirconia Etchant Cloud System[Zirconia Etching] | E-Dental Market
133. So-Hyun Kim, Sung-Chan Cho, Myung-Hyun Lee, Hyo-Jung Kim 4, and Nam-Sik Oh. Effect of 9% Hydrofluoric Acid Gel Hot-Etching Surface Treatment on Shear Bond Strength of Resin Cements to Zirconia Ceramics *Medicina* 2022, 58, 1469.
134. Haifeng Xie, Shuping Shen, Mengke Qian, Feimin Zhang, Chen Chen and Franklin R. Tay. Effects of Acid Treatment on Dental Zirconia: An In Vitro Study. *PLoS One.* 2015; 10(8): e0136263
135. Canay S., Hersek N., Ertan A. Effet de différents traitementsss acides sur une surface en procelaine. *J Oral. Rééducation.* 2001 ; 28: 95-101.
136. El Saadi MS, Hall AH, Hall PK, Riggs BS, Augenstein WL, Rumack BH Exposition cutanée à l'acide fluorhydrique. *vétérinaire. Hum. Toxicol.* 1989 ; 31 : 243-247 .
137. Wu ML, Yang CC, Ger J., Tsai WJ, Deng JF Exposition aigue à l'acide fluorhydrique signalée au centre antipoison de Taiwan, 1991-2010. *Hum. Exp. Toxicol.* 2014 ;33 :449-454
138. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Selective infiltration-etching technique for a strong and durable bond of resin cements to zirconia-based materials. *J Prosthet Dent.* 2007 Nov;98(5):379–88.
139. Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dent Mater.* 2005 Dec;21(12):1158–62.
140. Kitayama S, Nikaido T, Maruoka R, Zhu L, Ikeda M, Watanabe A, et al. Effect of an internal coating technique on tensile bond strengths of resin cements to zirconia ceramics. *Dent Mater J.* 2009 Jul;28(4):446–53.
141. Ucci A, Osorio E, Osorio R, Monticelli F, Toledano M, Mazzitelli C, et al. Influence of different surface treatments on surface zirconia frameworks. *J Dent.* 2009 Nov;37(11):891–7.
142. Özcan M, Vallittu PK. “Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics”. *Dental Materials*, 2003 ; 19 : 725–31.
143. Salem, el naggar. Microtensile bond strength of resin bonded high translucency zirconia using different surface treatments. *J Adhes Dent* 2016; 18(3) : 191-196
144. Matinlinna JP, Vallittu PK. Silane based concepts on bonding resin Composite to metals. *J Contemp Dent Pract* 2007 ; 8(2):001-008.
145. Set de base Pyrosil® pour la technique au silicate | opo.ch consulté le 10.05.2024
146. Pyrosil® Professional Kit | glasstec.net [En ligne : <https://glasstec.net/product/pyrosil-professional-kit/>]
147. Bogna Stawarczyk, Mutlu Özcan, Felix Schmutz, Albert Trottmann, Malgorzata Roos, Christoph H F Hämmerle. Body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists”. *Acta Odontol Scand* 2013;71:102–12.
-

Bibliographie

148. Takashi Miyazaki, Takashi Nakamura, Hideo Matsumura, Seiji Band, Taira Kobayashi “Current status of zirconia restoration” *Journal of Prosthodontic Research* Volume 57, Issue 4, October 2013, Pages 236-261
 149. Cognard J. *Science et technologie du collage*. Lausanne : Presses polytechniques et universitaires romandes, 2003.
 150. Tabari K et coll. The impact of plasma treatment of Cercon® zirconia ceramics on adhesion to resin Composite cements and surface properties. *J Lasers Med Sci*. 2017; 8(1): S56-S61.
 151. Han GJ et coll. Promotion of resin bonding to dental zirconia ceramic using plasma deposition of tetramethylsilane and benzene. *Eur J Oral Sci*. 2017; 125(1): 81–87.
 152. Piascik JR, Swift EJ, Thompson JY, Grego S, Stoner BR. Surface modification for enhanced silanation of zirconia ceramics. *Dent Mater*. 2009 Sep;25(9):1116–21.
 153. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dent Mater*. 2011 Jan;27(1):71–82.
 154. Lung CY et coll. The effect of silicoating by sol–gel process on resin–zirconia bonding. *Dent Mater J*. 2013 ; 32(1) : 165–172
 155. Luthra R, Kaur P. An insight into current concepts and techniques in resin bonding to high strength ceramics. *Aust Dent J*. 2016 Jun;61(2):163-73.
 156. Cavalcanti AN, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Giannini M, Marchi GM. Bond strength of resin cements to a zirconia ceramic with different surface treatments. *Oper Dent*. 2009 Jun;34(3):280–7.
 157. Vicente PM et coll. The effect of femtosecond laser treatment on the effectiveness of resin-zirconia adhesive: an in vitro study. *J Lasers Med Sci*. 2016; 7(4): 214-219.
 158. El Gamal , Medioni , Rocca , Fornaini , Brulat-Bouchard . CO2 laser dentin surface treatment most effectively increased ceramic shear bond strength. *Laser ther* 2018 ; 27(1) : 4854.
 159. Ansari, Jahedmanesh, Cascione, Zafarnia, Kumar, Wu, Moshaverinia, Effects of an etching solution on the adhesive properties and surface microhardness of zirconia dental ceramics *J Prosthet Dent*. Sep 2018; 120 (3): 447-453.
 160. Mağrur KAZAK, Nazmiye DÖNMEZ development of dentin bonding systems from past to present. *Bezmialem Science* 2019;7(4):322-30
 161. Jacques Chen. Apport du sablage sur le collage des restaurations indirectes en composite. *Sciences du Vivant [q-bio]*. 2019. ffdumas-02115754f
 162. Baraba, A., W. Dukić, N. Chieffi, M. Ferraro, S. Pezelj Ribarić, et I. Miletić. « Influence of air abrasion and sonic technique on microtensile bond strength of one-step self-etch adhesive on human dentin ». *The scientific world journal* (2015) : 1-6
 163. Rafael, C. F., V. Quinelato, C. S. Morsch, G. DeDeus, et C. M. Reis. « Morphological analysis of dentin surface after conditioning with two different methods : chemical and mechanical ». *The journal of contemporary dental practice* 17, no 1 (2016) : 58-62.
 164. Chinelatti, M. A., S. A. M. Corona, M. C. Borsatto, L. F. Ribeiro, R. A. S. Rocha, et R. G. Palma-Dibb. « Analysis of surfaces and adhesive interfaces of enamel and
-

- dentin after different treatments ». *Journal of materials science : materials in medicine* 18, no 7 (2007) : 1465-70
165. Oliveira, M. T. de, P. M. de Freitas, C. de Paula Eduardo, G. M. Ambrosano, et M. Giannini. « Influence of diamond sono-abrasion, air-abrasion and Er: YAG laser irradiation on bonding of different adhesive systems to dentin ». *European journal of dentistry* 1, no 3 (2007) : 158-66
166. Freeman, R., S. Varanasi, I. A. Meyers, et A. L. Symons. « Air abrasion and thermocycling on resin adaptation and shear bond strength to dentin for an etch-and-rinse and self-etch resin adhesive ». *Dental materials journal* 31, no 2 (2012) : 180-88.
167. Souza-Zaroni, W. C., M. A. Chinelatti, C. S. Delfino, J. D. Pécora, R. G. Palma-Dibb, et S. A. M. Corona. « Adhesion of a self-etching system to dental substrate prepared by Er: YAG laser or air abrasion ». *Journal of biomedical materials research part b : applied biomaterials* 86B, no 2 (2008) : 321-29.
168. Chaiyabutr, Y., et J. C. Kois. « The effects of tooth preparation cleansing protocols on the bond strength of self-adhesive resin luting cement to contaminated dentin ». *Operative dentistry* 33, no 5 (2008) : 556-63.
169. Erkut, S., B. Yilmaz, B. Bagis, C. Küçükeşmen, E. Ozdemir, et O. Acar. « Effect of different surfacecleaning techniques on the bond strength of composite resin restorations ». *The journal of 65 prosthetic dentistry* 112, no 4 (2014) : 949-56.
170. Couderc G, Terrer E, Ortet S, Charton C, Aubut V, Panayotov I, et al. La sono-abrasion en odontologie restauratrice. *L'information dentaire* [Internet]. 2011 [cité 25 sept 2017];31.
171. Decup F, Lasfargues J. Préparations et restaurations adhésives a minima. Apport des techniques sono-abrasives. *Réalités Cliniques*. 2012;23(3):12
172. Marcio Vivian Cardoso, KU Leuven, Edurado Coutinho, R Banu Ermis, André Poitevin. Influence of Er,Cr:YSGG laser treatment on the microtensile bond strength of adhesives to dentin. February 2008. *The Journal of Adhesive Dentistry* 10(1):25-33
173. A. Bahar, S. Tagomori. The Effect of Normal Pulsed Nd-YAG Laser Irradiation on Pits and Fissures in Human Teeth. Volume 28, Issue 6 année 1994
174. Labunet A, Tonea A, Kui A, Sava S. The Use of Laser Energy for Etching Enamel Surfaces in Dentistry A Scoping Review. *Materials*. Mar2022;15(6):1988.
175. Cueto EI, Buonocore MG. Sealing of pits and fissures with an adhesive resin: its use in caries prevention. *J Am Dent Assoc* 1967; 75(1): 121-8.
176. Zero DT. How the introduction of the acid-etch technique revolutionized dental practice. *J Am Dent Assoc* 1967; 75(1): 121-8.
177. Ultra-Etch® Ultradent (dentalgooddeal.com) consulté le 10.05.2024
178. Préparation des tissus dentaires pour les procédures adhésives. (ultradent.blog) consulté le 10.05.2024
179. Silverstone LM, Saxton CA, Dogon IL, Fejerskov O. Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries Res*. 1975; 9(5): 373-87.
180. Alzainal AH, Majud AS, Al-Ani AM, Mageet AO. Orthodontic Bonding: Review of the Literature. *Int J Dent*. Juill 2020;2020:8874909
-

Bibliographie

181. Matériau pour restauration dentaire - Etching gel - VladMiVa - en gel (medicalexpofr.com) consulté le 10.05.2024
 182. DENTIN CONDITIONER Solution d'acide polyacrylique - oofti.fr consulté le 10.05.2024
 183. Margaux Colpart. Le collage en orthodontie : données actuelles. Médecine humaine et pathologie. 2022. ffdumas-04119346f
 184. GC COMPOSITE PRIMER - Dental Products | Online Shoppe | GC India Dental consulté le 10.05.2024
 185. Kemark K, Arnason S, Parke A, Lien W, Vandewalle K. Effect of Various Surface Treatments on Ti-Base Coping Retention
 186. Özcan, Mutlu; Volpato, Cláudia Ângela Maziero. Adhesion Protocol for Bonding Abutments or Fixed Dental Prostheses on Titanium Bases in Implant-borne Reconstructions: How and Why? *Journal of Adhesive Dentistry* 2016, 18(3):268-269.
 187. Celin Arce, Nathaniel C. Lawson, Perng-Ru Liu, Chee Paul Lin, Daniel A, Givan. Retentive Force of Zirconia Implant Crowns on Titanium Bases Following Different Surface Treatments. *On MacLCRAC IPL* 2018;33:530-535
 188. MERCIER JP, ZAMBELLI G, WILFRIED K. Introduction à la science des matériaux (T.M. Vol1). Presses polytechniques et universitaires romandes, 2002.p.520.
 189. Matinlinna JP, Lassila LV. Enhanced resin-composite bonding to zirconia framework after pretreatment with selected silane monomers. *Dent Mater* 2011;27:273–80
 190. Hooshmand T, van Noort R, Keshvad A. Storage effect of a pre-activated silane on the resin to ceramic bond. *Dental Materials*. 1 sept 2004;20(7):635- 42.
 191. Ural Ç, Külünk T, Külünk S, Kurt M, Baba S. Determination of resin bond strength to zirconia ceramic surface using different primers. *Acta Odontol Scand* 2011;69:48-53.
 192. Matinlinna JP, Lung CYK, Tsoi JKH. Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments : A review. *Dental Materials*. 1 janv 2018;34(1):13- 28.
 193. Román-Rodríguez JL, Fons-Font A, Amigó-Borrás V, Granell-Ruiz M, Busquets-Mataix D, Panadero RA, Solá-Ruiz MF. Bond strength of selected composite resin-cements to zirconium-oxide ceramic. *Medicina Oral, Patologia Oral Cirugia Bucal*, 2013;18:115-23.
 194. Antonucci JM, Dickens SH, Fowler BO, Xu HH, McDonough WG. Chemistry of Silanes: Interfaces in Dental Polymers and Composites. *J Res Natl Inst Stand Technol*. Oct 2005;110(5):541- 58.
 195. Pluedmann Edwin P. *Silane Coupling Agents*. Springer. 1991. p 253 .
 196. Monobond Plus SG Ivoclar (capdentaire.com) [En ligne : https://www.capdentaire.com/article_monobond_plus_sg_ivoclar_42-2190_209663_87744.html]
 197. BIS-SILANE – DentalExpert [En ligne : <https://dentalexpert.ma/produit/bis-silane/>]
 198. Chen L, Suh BI, Kim J, Tay FR. Evaluation of silica-coating techniques for zirconia bonding. *Am J Dent* 2011;24:79-84.
-

Bibliographie

199. Sipahi C, Toksoy F, Ayyildiz S, Özcan M. Effect of physical and physico-chemical surface treatment methods on the tensile strength of CAD/CAM-fabricated zirconia posts and cores luted to root canals. *Int J Periodont Restor Dent* 2010;31:64-70.
 200. Behr M, Proff P, Kolbeck C, Langrieger S, Kunze J, Handel G, Rosentritt M. The bond strength of the resin-to-zirconia interface using different bonding concepts. *J Mech Behav Biomed Mater* 2011;4:2-8.
 201. Mahmoodi N, Hooshmand T, Heidari S, Khoshro K. Effect of sandblasting, silica coating, and laser treatment on the microtensile bond strength of a dental zirconia ceramic to resin cements. *Lasers Med Sci* 2016;31:205-211.
 202. Attia A. Bond strength of three luting agents to zirconia ceramic-influence of surface treatment and thermocycling. *J Appl Oral Sci* 2011;19:388-395.
 203. Attia A, Lehmann F, Kern M. Influence of surface conditioning and cleaning methods on resin bonding to zirconia ceramic. *Dent Mater* 2011;27:207-213.
 204. Inokoshi M, Kameyama A, De Munck J, Minakuchi S, Van Meerbeek B. Durable bonding to mechanically and/or chemically pre-treated dental zirconia. *J Dent* 2013;41:170-179.
 205. Cheng H, Qiao G, Dong C, Zhang F. An in vitro comparison of the influence of different surface treatment on shear bond strength between zirconia and enamel [in Chinese]. *Shanghai kou qiang yi xue (Shanghai Journal of Stomatology)* 2014;23:436-440.
 206. Ha JY, Son JS, Kim KH, Kwon TY. Simple heat treatment of zirconia ceramic pre-treated with silane primer to improve resin bonding. *J. Nanosci. Nanotechnol.* 2015 ;15, 587-90.
 207. Pilo R., Kaitsas V., Zinelis S., Eliades G. Interaction of zirconia primers with yttria-stabilized zirconia surfaces. *Dent. Mater.* 2016;32:353–362.
 208. Zhang Z., Wang X., Zhang L., Liang B., Tang T., Fu B., Hannig M. The contribution of chemical bonding to the short- and long-term enamel bond strengths. *Dent. Mater.* 2013;29:e103–e112.
 209. Chuang S.-F., Kang L.-L., Liu Y.-C., Lin J.-C., Wang C.-C., Chen H.-M., Tai C.-K. Effects of silane- and MDP-based primers application orders on zirconia–resin adhesion—A ToF-SIMS study. *Dent. Mater.* 2017;33:923–933.
 210. L'héritage durable du Monomer MDP (kuraraynoritake.eu) consulté le 11.05.2024
 211. Inokoshi M, De Munck J, Minakuchi S et al. Meta-analysis of bonding effectiveness to zirconia ceramics. *J Dent Res* 2014; 93: 329–34.
 212. XIN YUE, XIAOYAN HOU, JING GAO, PINGPING BAO and JING SHEN. Effects of MDP-based primers on shear bond strength between resin cement and zirconia. *Experimental and Therapeutic Medicine* 17(5) March 2019
 213. Yoshihara, K.; Hayakawa, S.; Nagaoka, N.; Okihara, T.; Yoshida, Y.; Van Meerbeek, B. Etching Efficacy of Self-Etching Functional Monomers. *J. Dent. Res.* 2018, 97, 1010–1016.
 214. Van Landuyt, K.L.; Yoshida, Y.; Hirata, I.; Snauwaert, J.; De Munck, J.; Okazaki, M.; Suzuki, K.; Lambrechts, P.; Van Meerbeek, B. Influence of the chemical structure of functional monomers on their adhesive performance. *J. Dent. Res.* 2008, 87, 757–
-

- 761.
215. Yoshihara, K.; Nagaoka, N.; Okihara, T.; Kuroboshi, M.; Hayakawa, S.; Maruo, Y.; Nishigawa, G.; De Munck, J.; Yoshida, Y.; Van Meerbeek, B. Functional monomer impurity affects adhesive performance. *Dent. Mater.* 2015, 31, 1493–1501.
216. Feitosa, V.P.; Ogliari, F.A.; Van Meerbeek, B.; Watson, T.F.; Yoshihara, K.; Ogliari, A.O.; Sinhorette, M.A.; Correr, A.B.; Cama, G.; Sauro, S. Can the hydrophilicity of functional monomers affect chemical interaction? *J. Dent. Res.* 2014, 93, 201–206.
217. Fukegawa, D.; Hayakawa, S.; Yoshida, Y.; Suzuki, K.; Osaka, A.; Van Meerbeek, B. Chemical interaction of phosphoric acid ester with hydroxyapatite. *J. Dent. Res.* 2006, 85, 941–944.
218. Feitosa, V.P.; Sauro, S.; Ogliari, F.A.; Ogliari, A.O.; Yoshihara, K.; Zanchi, C.H.; Correr-Sobrinho, L.; Sinhorette, M.A.; Correr, A.B.; Watson, T.F.; et al. Impact of hydrophilicity and length of spacer chains on the bonding of functional monomers. *Dent. Mater.* 2014, 30, e317–e323.
219. Éliça Caussin, Philippe François Le nano-assemblage, parce qu'une image vaut mille mots. *Biomatériaux Cliniques n°1 - 15 mars 2022* (page 85)
220. Salz, U.; Mucke, A.; Zimmermann, J.; Tay, F.R.; Pashley, D.H. pKa value and buffering capacity of acidic monomers commonly used in self-etching primers. *J. Adhes. Dent.* 2006, 8, 143–150.
221. Eunice Carrilho, Miguel Cardoso, Manuel Marques Ferreira, Carlos Miguel Marto, Anabela Paula and Ana Sofia Coelho. 10-MDP Based Dental Adhesives: Adhesive Interface Characterization and Adhesive Stability—A Systematic Review . *Materials* 2019, 12, 790; doi:10.3390/ma12050790
222. Andres Millan Cardenas, Fabiana Siqueira, Viviane Hass, Pâmela Malaquias, Mario Felipe Gutierrez, Alessandra Reis, Jorge Perdigão, Alessandro Loguercio. Effect of MDP-containing Silane and Adhesive Used Alone or in Combination on the Long-term Bond Strength and Chemical Interaction with Lithium Disilicate Ceramics. *J Adhes Dent.* 2017;19(3):203-212.
223. Özcan M., Bernasconi M. Adhesion to zirconia used for dental restorations: A systematic review and meta-analysis. *J. Adhes Dent.* 2015;17:7–26.
224. Tzanakakis E.-G.C., Tzoutzas I.G., Koidis P.T. Is there a potential for durable adhesion to zirconia restorations? A systematic review. *J. Prosthet. Dent.* 2016;115:9–19. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.09.008.
225. Siqueira, F., A. M. Cardenas, M. F. Gutierrez, P. Malaquias, V. Hass, A. Reis, A. D. Loguercio, et al. « Laboratory performance of universal adhesive systems for luting CAD/CAM restorative materials ». *The journal of adhesive dentistry* 18, no 4 (2016): 331-40
226. Amaral, M., R. Belli, P. F. Cesar, L. F. Valandro, A. Petschelt, et U. Lohbauer. « The potential of novel primers and universal adhesives to bond to zirconia ». *Journal of dentistry* 42, no 1 (2014): 90-98.
227. Lopes, G. C., A. M. Spohr, et G. M. De Souza. « Different strategies to bond Bis-GMA-based resin cement to zirconia ». *The journal of adhesive dentistry* 18, n o 3 (2016): 239-46.
-

228. Tsujimoto, A., W. W. Barkmeier, T. Takamizawa, T. M. Wilwerding, M. A. Latta, et M. Miyazaki. « Interfacial characteristics and bond durability of universal adhesive to various substrates ». *Operative dentistry* 42, no 2 (2017): E59-70
229. Noda, Y., M. Nakajima, M. Takahashi, T. Mamanee, K. Hosaka, T. Takagaki, M. Ikeda, et al. « The effect of five kinds of surface treatment agents on the bond strength to various ceramics with thermocycle aging ». *Dental materials journal*, 2017.
230. Francesco Valente, Luan Mavriqi, and Tonino Traini. Effects of 10-MDP Based Primer on Shear Bond Strength between Zirconia and New Experimental Resin Cement. *Materials (Basel)*. 2020 Jan; 13(1): 235.
231. Bömicke, W., A. Schürz, J. Krisam, P. Rammelsberg, et S. Rues. « Durability of resin-zirconia bonds produced using methods available in dental practice ». *The journal of adhesive dentistry* 18, no 1 (2016): 17-27
232. Blatz MB, Chiche G, Holst S, Sadan A. Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. *Quintessence Int (Berlin)* 1985. 2007 Oct;38(9):745-53.
233. Blatz MB, Richter C, Sadan A, Chiche GJ. Critical appraisal. Resin bond to dental ceramics, Part II: high-strength ceramics. *J Esthet Restor Dent*. 2004;16(5):324-8.
234. Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent*. 2006 Jun;95(6):430-6.
235. Akgungor G, Sen D, Aydin M. Influence of different surface treatments on the short-term bond strength and durability between a zirconia post and a composite resin core material. *J Prosthet Dent*. 2008 May;99(5):388-99.
236. Tanaka R, Fujishima A, Shibata Y, Manabe A, Miyazaki T. Cooperation of phosphate monomer and silica modification on zirconia. *J Dent Res*. 2008 Jul;87(7):666-70.
237. Kaimal A. Evaluation of Effect of Zirconia Surface Treatment, Using Plasma of Argon and Silane, on the Shear Bond Strength of Two Composite Resin Cements. *J Clin Diagn Res*. 2017;Vol 11(8):ZC39-ZC43.
238. Grasel R, Santos M, Rêgo HMC, Rippe M, Valandro L. Effect of Resin Luting Systems and Alumina Particle Air Abrasion on Bond Strength to Zirconia. *Oper Dent*. 2018;43:282–90.
239. Cho JH, Kim SJ, Shim JS, Lee K-W. Effect of zirconia surface treatment using nitric acid-hydrofluoric acid on the shear bond strengths of resin cements. *J Adv Prosthodont*. 2017;9(2):77–84
240. Quigley N.P, Loo D.S.S, Choy C, Ha W.N. Clinical efficacy of methods for bonding to zirconia: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2021;125:231–240.
241. Yagawa S, Komine F, Fushiki R, Kubochi K, Kimura F, Matsumura H. Effect of priming agents on shear bond strengths of resin-based luting agents to a translucent zirconia material. *J Prosthodont Res*. 2017 Sep 19 ; 1-6.
242. Kim J, Park C, Lee JS, Ahn J, Lee Y. The Effect of Various Types of Mechanical and Chemical Preconditioning on the Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets on Zirconia Restorations. *Research Article. Open Access. Volume 2017. Article*
-

ID 6243179

243. Fei Han, Xin Jin, Xiaojun Yuan, Zehua Bai, Qi Wang, Haifeng Xie. Interactions of two phosphate ester monomers with hydroxyapatite and collagen fibers and their contributions to dentine bond performance. *Journal of Dentistry*. Volume 122, July 2022, 104159
 244. Ying Chen, Franklin R. Tay, Zhicen Lu, Chen Chen, Mengke Qian, Huaiqin Zhang, Fucong Tian & Haifeng Xie . Dipentaerythritol penta-acrylate phosphate - an alternative phosphate ester monomer for bonding of methacrylates to zirconia. *Scientific Reports* volume 6, Article number: 39542 (2016)
 245. DM De Paula AD Loguercio A Reis S Sauro AH Alves PR Picanço K Yoshihara VP Feitosa Lack of Neutralization of 10-MDP Primers by Zirconia May Affect the Degree of Conversion of Dual-cure Resin Cement *Operative Dentistry*, 2021, 46-1, 107-115
 246. Guastalla O, Viennot S, Allard Y. Collages en odontologie. *EMC - Odontol.* sept 2005;1(3):193-201.
 247. Degrange M. Les systèmes adhésifs amélo-dentinaires. *Société francophone des Biomatériaux Dentaires*. 2005;16(4):327- 48
 248. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*. 2003 Jun;28(3):215-35.
 249. Todd J-C. Braziulis E. Document scientifique, *Adhese universel*. 2015
 250. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*. sept 2007;28(26):3757-85
 251. Peumans et al. “Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials”. 2005.
 252. Byoung Suh. *Principles of adhesion dentistry - Byoung Suh [Livre]*. 2013.
 253. Nagarkar S, Theis-Mahon N, Perdigão J. Universal dental adhesives: Current status, laboratory testing, and clinical performance. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*.2019;107(6):2121-2131.
 254. Luciana Andrea Salvio , Vinicius Di Hipólito, Adriano Luis Martins, Mario Fernando de Goes .Hybridization quality and bond strength of adhesive systems according to interaction with dentin. *Eur J Dent*. 2013; 7(3):315-326.
 255. Alex G. Universal adhesives : the next evolution in adhesive dentistry? *Compend Contin Educ Dent*. 2015 ;36(1):1526; quiz 28, 40.
 256. CuevasSuárez CE, Luiz de Oliveira da Rosa W, Vitti RP, da Silva AF, Piva E. Bonding Strength of Universal Adhesives to Indirect Substrates: A MetaAnalysis of In Vitro Studies. *J Prosthodont*. 2020; jopr.13147.
 257. Qanungo A, Aras MA, Chitre V, Mysore A, Amin B, Daswani SR. Dept. of Prosthodontics, Goa Dental College and Hospital, India. Immediate dentin sealing for indirect bonded restorations. *J Prosthodont Res*. 2016 Oct;60(4):240-249
 258. Magne P., So W.S. and Cascione D., CDT University of Southern California, School of Dentistry, Los Angeles, Calif J. Hu, Q. Zhu. Immediate dentin sealing supports delayed restoration placement Effect of IDS on preventive treatment for post
-

- cementation hypersensitivity *Int J Prosthodont*, 23 (2010), pp. 49-52
259. Gresnigt MMM, Cune MS, de Roos JG, Özcan M. Effect of immediate and delayed dentin sealing on the fracture strength, failure type and Weibull characteristics of lithium disilicate laminate veneers. *Dent Mater*. 2016 Apr;32(4):e73-81.
260. Magne P (2005) Immediate dentin sealing: A fundamental procedure for indirect bonded restorations *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 17(3)144-154;discussion 155.
261. Magne P, Kim TH, Cascione D, & Donovan TE (2005) Immediate dentin sealing improves bond strength of indirect restorations *Journal of Prosthetic Dentistry* 94(6)511-519.
262. Santana V, de Alexandre R, Rodrigues J, Ely C, & Reis A (2016) Effects of immediate dentin sealing and pulpal pressure on resin cement bond strength and nanoleakage *Operative Dentistry* 41(2)189-199
263. Etienne O, Anckenmann L. et Coll. *Restaurations esthétiques en céramique collée*. Collection JPIO. Rueil-Malmaison, CdP, 2016.
264. Herbert T. Shilnbourg ; *BASE FONDAMENTALES EN PROTHESE FIXEE* , Chapitre 22 : la finition et scellement pages 404 vers 415
265. Akon Laba B.B, Didia E.L.E, Maroua T, Pesson D.M, Kouame K.A, Djeredou K.B. revue de la littérature : les matériaux de scellement et de collage en prothèse fixée. *IV. Odonto-Stomatol.*, vol. 16, n° 2, 2014, pp. 46-51 © EDUCI 2014
266. Samuel Darmouni. *Le collage des céramiques infiltrées usinées par CFAO*. *Sciences du Vivant [q-bio]*. 2017. ffdumas-01712344f
267. Camaleonte G. Les matériaux. In: *Réussir : Les restaurations temporaires*. Quintessence International. 2013. p. 30–6.
268. Millet C, Venet L, Ducret M. La temporisation en prothèse fixée. In: *JPIO : Prothèse fixée, approche clinique*. CdP. 2016. p. 101–28
269. Song, M.-Y.; An, H.; Park, E.-J. The Effect of Temporary Cement Cleaning Methods on the Retention of Crowns. *J. Prosthodont. Off. J. Am. Coll. Prosthodont.* 2019, 28, e210–e215
270. *La-Zircone-Questions-et-Réponses-Commident.pdf* (colombschell.fr)
271. Carvalho, C.N.; de Oliveira Bauer, J.R.; Loguercio, A.D.; Reis, A. Effect of ZOE temporary restoration on resin-dentin bond strength using different adhesive strategies. *J. Esthet. Restor. Dent. Off. Publ. Am. Acad. Esthet. Dentistry* 2007, 19, 144–152
272. Atsushi MINE . MDP is effective for removing residual polycarboxylate temporary cement as an adhesion inhibitor *Dental Materials Journal* 2020; 39(6): 1087–1095
273. C. MILLET, L. VENET, M. DUCRET. *La temporisation en prothèse fixée*. D'après Schmalz, 2009
274. Peutzfeldt A, Asmussen E. Influence of eugenol-containing temporary cement on efficacy of dentin-bonding systems. *Eur J Oral Sci.* 1999;107(1):65–69
275. Etienne O, Toledano C, Paladino F, Serfaty R. *Guide clinique : Restaurations toutcéramique sur dents vitales*. CdP. 2011
276. Hill E, Lott J. A clinically focused discussion of luting materials. *Aust Dent J.* 2011;56 Suppl 1: 67–76. Epub 2011/05/20.
-

Bibliographie

277. Lawson NC, Burgess JO, Mercante D. Crown retention and flexural strength of eight provisional cements. *J Prosthet Dent.* 2007;98: 455–460.
278. Malkondu O, Tinastepe N, Kazazoglu E. Influence of type of cement on the color and translucency of monolithic zirconia. *J Prosthet Dent.* 2016;116: 902–908.
279. 3M™ Durelon™ Carboxylate Luting Cement Intro Kit, 38019 | 3M United States consulté le 12.05.2024
280. Schmalz G, Arenholt-Bindslev D. Materials for short-term application in the oral cavity. In : *Biocompatibility of dental materials.* Berlin-Heidelberg : Springer-Verlag, 2009 : 293-307
281. Weston CH, Barfield RD, Ruby JD, Litaker MS, McNeal SF, Eleazer PD. Comparison of preparation design and material thickness on microbial leakage through Cavit using a tooth model system. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008 ; 105 (4) : 530-5.
282. Viennot S, Malquarti G, Guiu C, Pirel C. Prothèse fixée de temporisation. *EMC - Médecine buccale.* 2007;23-272-B-20.
283. Émilien Coué. Evolution des principes de preparation : de la prothèse scellée à la prothèse collée. Université de Nante. Année 2017.
284. Rifai K, Jarrouche W & Mouawad M. Ciments au phosphate de zinc. *Médecine buccale* 2000.
285. White SN, Zhaokun Y. Compressive and diametral tensile strengths of current adhesive luting agents. *J Prosthet Dent.* 1993;69:568-72.
286. Marzouk MA, Simonton AL, Gross RD & Cargas HJ. *Operative dentistry: modern theory and practice.* St. Louis : Ishiyaku EuroAmerica ; 1985
287. Schermann L. *Matériaux d'obturations provisoires : technologie*
288. CASSON AM, GLYN JONES JC, WOOD DJ. The effect of luting media on the fracture resistance of a flame-sprayed all-ceramic crown. *J Dent.* 2001;29:539-544
289. Naoum HJ & Chandler NP. Temporization for endodontics. *Int Endod J.* 2002; 35(12): 964-978
290. Buy DeTrey Zinc Dentsply Online at Lowest Best Price Guaranteed ... (dentaltrademart.com) consulté le 12.05.2024
291. Colat-Parros J, Jordana F, Choussat P. *Les ciments dentaires (SFBD).* 2010.
292. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* (2023) 34:60 Herbalism and glass-based materials in dentistry: review of the current state of the art Lamia Singer Christoph Bourauel
293. Lasfargues JJ. Évolution des concepts en odontologie conservatrice. Du modèle chirurgical invasif au modèle médical préventif. *Information Dentaire*, 1998, 80 : 3111-3124
294. Walls AWG. Glass polyalkenoate (glass ionomer) cements: a review. *Journal of Dentistry*, 1986, 14(6): 231-246
295. Sennou HE, Legugle AA, Gregoire GL. X-ray photoelectron spectroscopy study of the dentin-glass ionomer cements interface. *Dental Material*, 1999, 15(4): 229-237
296. DUPAS C, GAUDIN A, PERRIN D, MARION D. Etanchéité des obturations coronaires. In: *Encyclopédie Médico-Chirurgicale.* Elsevier Masson SAS. Paris; 2009.
-

Bibliographie

- p. 10p. (Médecine buccale)
297. KAMADA K, TAIRA Y, YOSHIDA K et ATSUTA M. Effect of four silane coupling agents on bonding of two resin- modified glass ionomer cements to a machinable ceramic. *Dent Mater J* 2007;26(2):240-244.
 298. UO M, SJOGREN G, SUNDH A et coll. Effect of surface condition of dental zirconia ceramic (Denzir) on bonding. *Dent Mater J* 2006;25(3):626-631.
 299. VAN DIJKEN JWV. Resin-modified glass ionomer cement and a self-cured resin composite luted ceramic inlays. A 5-year clinical evaluation. *Dent Mater* 2003;19(7):670-674
 300. Fuji I | GC Europe N.V. consulté le 12.05.2024
 301. Piwowarczyk A, Lauer H-C, Sorensen JA. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Oper Dent.* 2005 Jun, 30(3):382-8.
 302. Taira Y, Suzuki S, Givan DA, Lacefield W, Atsuta M. Bond strength of prosthodontic luting materials to titanium after localized cyclic loading. *Am J Dent.* 2000 Oct;13(5):251-4.
 303. Fonseca RG, Dos Santos Cruz CA, Adabo GL, Vaz LG. Comparison of the tensile bond strengths of cast metal crowns luted with resin cements. *J Oral Rehabil.* 2004 Nov;31(11):1080-4.
 304. Piwowarczyk A, Lauer H-C, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2004 Sep;92(3):265-73.
 305. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 1999 Feb;81(2):135-41.
 306. gc-fuji-plus-brochure.pdf consulté le 12.05.2024
 307. Krämer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent.* 2000 Nov;13(Spec No):60D-76D
 308. Pereira LC, Nunes MC, Dibb RG, Powers JM, Roulet JF, Navarro MF. Mechanical properties and bond strength of glass ionomer cements. *Journal of Adhesive Dentistry,* 2002, 4(1): 73-80
 309. Rao KS, Reddy TP, Yugandhar G, Kumar BS, Reddy SN, Babu DA. Comparison of shear bond strength of resin reinforced chemical cure glass ionomer, conventional chemical cure glass ionomer and chemical cure composite resin in direct bonding systems: An in vitro study. *Journal of Adhesive Dentistry,* 2013, 14(1): 21-25
 310. El Wakeel AM, Elkassas DW, Yousry MM. Bonding of contemporary glass ionomer cements to different tooth substrates; microshear bond strength and scanning electron microscope study. *European Journal of Dentistry,* 2015, 9(2): 176-82
 311. Sidhu SK. Glass-ionomer cement restorative materials: a sticky subject? *Australian Dental Journal,* 2011, 56(1): 23-30
 312. Wilson AD. Resin modified glass ionomer cements. *International Journal of Prosthodontics* 1990, 3(5): 425-429
 313. RIZZANTE FA, CUNALI R, BOMBONATTI J. Indication and restorative techniques for glass ionomer cement. *Réseau de recherche en santé bucco-dentaire et*
-

Bibliographie

- osseuse. Réseau de recherche en santé buccodentaire et osseuse. mars 2018;79-8
314. FRANKENBERGER R, SINDEL J, KRAMER N. Viscous glass-ionomer cements: A new alternative to amalgam in the primary dentition? *Quintessence International*. 1997;28(10):667-76.
315. FujiCEM 2 | GC Europe N.V. consulté le 12.05.2024
316. Aleksandra Maletin, Milica Jeremic Knezevic , Daniela Durovic Koprivica, Tanja Veljovic , Tatjana Puskar, Bojana Milekic and Ivan Ristic . Dental Resin-Based Luting Materials—Review. *Polymers* 2023, 15, 4156.
317. Raskin A. Les résines composites. Société Francophone de Biomatériaux Dentaire. 2009
318. Santos GC, Santos MJ, Rizkalla AS. Adhesive cementation of etchable ceramic esthetic restorations. *J Can Dent Assoc*. 2009 Jun;75(5):379–84.
319. Stansbury JW. Curing dental resins and composites by photopolymerization. *J Esthet Dent* 2000 ;12:300–8.
320. Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A. The Effect of Ceramic Restoration Shade and Thickness on the Polymerization of Light- and Dual-cure Resin Cements. *Operative Dentistry* 2011 ; 36 :661-669.
321. Cheron R, Degrange M. Colles et ciments, s’y retrouver et choisir. *Inf Dent*. 2007;(18) :1–8.
322. Paul Laccoueyre, Arnaud Servant. Intérêt des inserts US dans l’assemblage #5 des restaurations adhésives collées. *AO NEWS#037 SCIENTIFIQUE*
323. Frulli M . Assemblage des restaurations partielles indirectes collées. *Chirurgie*. 2020. dumas02975322
324. GC-GACHORDSYRJE - GC GAENIAL A'CHORD Syringe - Universal Light-Cured Radiopaque Composite - Shade JE - 4g, 1-Pack - Henry Schein Australian dental products, supplies and equipment [En ligne: <https://henryschein.com.au/restorative-and-cosmetic/composite/universal-composite-syringes/gaenial-a-chord-universal-syringe-je-x2-1ml-4g>]
325. De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2004;20(10):963-71
326. Awad MM, Alhalabi F, Alzahrani KM, Almutiri M, Alqanawi F, Albdiri L, et al. 10 Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate (10-MDP)-Containing Cleaner Improves Bond Strength to Contaminated Monolithic Zirconia: An In-Vitro Study. *Materials*.2022;15(3):1023.
327. Al-Akhali M., Al-Dobaei E., Wille S., Mourshed B., Kern M. Influence of elapsed time between airborne-particle abrasion and bonding to zirconia bond strength. *Dent. Mater. Off. Publ. Acad. Dent. Mater*. 2021;37:516–522
328. Rigos AE, Sarafidou K, Kontonasaki E. Zirconia bond strength durability following artificial aging: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Jpn Dent Sci Rev*. 2023; 59 : 138–159.
329. [panavia-v5-technical-information.pdf](#) (kuraraydental.com) consulté le 12.05.2024
330. Dursun E, Fron Chabouis H, Le Goff S, Attal J. Panavia V5 : In vitro evaluation
-

Bibliographie

- project of adhesion to zirconia. Unité de Recherche Biomatériaux Innovations et Interfaces. Paris.2015
331. 1562R588R-KAI-003_初校170208 (kuraraydental.com)
332. panavia-v5-brochure-be-nl-lu-french.pdf (kuraraynoritake.eu)
333. pana_v5_r_hyo4_t01 (kuraraynoritake.com)
334. La rencontre entre Panavia V5 et Katana Zirconia ! (kuraraynoritake.eu)
335. 3M™ RelyX™ Unicem 2 Automix™ Ciment de scellement composite auto-adhésif | 3M France
336. Relyx unicem 2 automix clinical cases by 714115 - Issuu
337. 911-29_m.pdf (cecsmo.com)
338. sunmedical.co.jp/english/support/pdf/ifu/cb-kit-en.pdf
339. J020M-2F-20190730 (sunmedical.co.jp)
340. Super Bond Universal Sun Medical (dentalgooddeal.com)
341. Barbera T. Fiches protocolaires à visée pédagogique des techniques d'assemblage des pièces prothétiques sur les surfaces dentaires. Médecine humaine et pathologie. 2023. dumas-04486011.
342. Mahy H. Hassouna and Lamia Dawood. Bonding of zirconia superstructure to one(piece titanium and zirconia implants with different luting agents.EGYPTIAN DENTAL JOURNAL Vol. 67, 3345:3354, October, 2021
343. WOLFART S. et Coll.La prothèse en implantologie, le patient au centre du traitement Paris, Quintessence Publishing, 2016.
-

Résumé

Les restaurations prothétiques en zircone connaissent une notoriété grandissante, notamment avec l'avènement des procédés CFAO, et ont fait leurs preuves ; que ça soit en termes de résistances, d'esthétiques, et de biocompatibilité. Ce matériau, pose cependant encore beaucoup de questionnements sur le meilleur moyen de l'assembler aux tissus dentaires. De nombreux prétraitements et matériaux d'assemblage ont alors été proposés afin d'améliorer le potentiel d'adhésion de cette céramique.

L'objectif de ce mémoire est de déterminer quel prétraitement de surface, mode et matériau d'assemblage les plus adaptés à la situation clinique et permettent d'obtenir les meilleures valeurs d'adhésion. Nous débuterons par un bref rappel sur les matériaux céramiques et plus particulièrement la zircone ; ses propriétés, sa fabrication et sa mise en œuvre. Puis nous détaillerons les différents prétraitements des surfaces ; physiques et chimiques. Ensuite, nous reverrons les modes d'assemblage, tels que le scellement conventionnel, le scellement adhésif et le collage, leurs critères de choix ainsi que les différents matériaux utilisés. Enfin, nous terminerons par trois cas cliniques.

Mots clés : zircone, prétraitement de surface, assemblage, adhésion, scellement, scellement adhésif, collage.

Abstract

Zirconia prosthetic restorations are becoming increasingly popular, particularly with the advent of CAD/CAM processes, and have proven their worth; whether in terms of resistance, aesthetics and biocompatibility. This material, however, still raises many questions about the best way to assemble it to dental tissues. Numerous pretreatments and assembly materials were then proposed in order to improve the adhesion potential of this ceramic.

The objective of this thesis is to determine which surface pretreatment, mode and assembly material are most suited to the clinical situation and allow the best adhesion values to be obtained. We will begin with a brief reminder of ceramic materials and more particularly zirconia; its properties, its manufacture and its implementation. Then we will detail the different surface pretreatments; physical and chemical. Then, we will review the assembly methods, such as cementation, adhesive cementation and bonding, their selection criteria as well as the different materials used. Finally, we will end with three clinical cases.

Keywords: zirconia, surface pretreatment, assembly, adhesion, cementation, adhesive cementation, bonding.