



HAL
open science

Bridge collé cantilever full zircone en remplacement d'une agénésie canine : à propos d'un cas clinique

Élise Bonnefon

► **To cite this version:**

Élise Bonnefon. Bridge collé cantilever full zircone en remplacement d'une agénésie canine : à propos d'un cas clinique. Sciences du Vivant [q-bio]. 2021. dumas-03347711

HAL Id: dumas-03347711

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03347711>

Submitted on 17 Sep 2021

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

U.F.R. D'ODONTOLOGIE

Année 2021

Thèse n°50

THESE POUR L'OBTENTION DU
**DIPLOME D'ETAT de DOCTEUR EN CHIRURGIE
DENTAIRE**

Présentée et soutenue publiquement

Par BONNEFON, Élise

Née le 27/09/1994 à Agen

Le 30 août 2021

**BRIDGE COLLÉ CANTILEVER FULL ZIRCON EN
REPLACEMENT D'UNE AGÉNÉSIE CANINE :
À PROPOS D'UN CAS CLINIQUE**

Sous la direction de : Dr MASSÉ Léa

Membres du jury :

Mme BERTRAND Caroline
Mme MASSÉ Léa
M. NAVEAU Adrien
Mme LAVIOLE Odile

Professeur des Universités
Assistante Hospitalo-Universitaire
Maître de conférences des Universités
Maître de conférences des Universités

Président
Directrice
Rapporteur
Examinateur

UNIVERSITE DE BORDEAUX

MAJ
11/01/2021

Président M. TUNON DE LARA Manuel

Directeur de Collège des Sciences de la Santé M. PELLEGRIN Jean-Luc

COLLEGE DES SCIENCES DE LA SANTE UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE DES SCIENCES ODONTOLOGIQUES

Directrice	Mme BERTRAND Caroline	58-01
Directeur Adjoint à la Pédagogie	Mr DELBOS Yves	56-01
Directeur Adjoint – Chargé de la Recherche	M. CATROS Sylvain	57-01
Directeur Adjoint – Chargé des Relations Internationales	M.SEDARAT Cyril	57-01

ENSEIGNANTS DE L'UFR

PROFESSEURS DES UNIVERSITES

Mme	Caroline	BERTRAND	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Marie-José	BOILEAU	Orthopédie dento-faciale	56-01
M	Sylvain	CATROS	Chirurgie orale	57-01
M	Raphaël	DEVILLARD	Dentisterie restauratrice et endodontie	58-01
Mme	Véronique	DUPUIS	Prothèse dentaire	58-01
M.	Bruno	ELLA NGUEMA	Sciences anatomiques et physiologiques - Biomatériaux	58-01
M.	Jean-Christophe	FRICAIN	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-01

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

Mme	Elise	ARRIVÉ	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-02
Mme	Audrey	AUSSEL	Sciences anatomiques et physiologiques	58-01
Mme	Cécile	BADET	Biologie Orale	57-01
M.	Etienne	BARDINET	Orthopédie dento-faciale	56-01
M.	Michel	BARTALA	Prothèse dentaire	58-01
M.	Cédric	BAZERT	Orthopédie dento-faciale	56-01
M.	Christophe	BOU	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-02
Mme	Sylvie	BRUNET	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-01
M.	Jacques	COLAT PARROS	Sciences anatomiques et physiologiques	58-01
M,	Jean-Christophe	COUTANT	Sciences anatomiques et physiologiques	58-01
M.	François	DARQUE	Orthopédie dento-faciale	56-01
M.	François	DE BRONDEAU	Orthopédie dento-faciale	56-01
M.	Yves	DELBOS	Odontologie pédiatrique	56-01
M,	Emmanuel	D'INCAU	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Mathilde	FENELON	Chirurgie Orale	57-01
Mme	Elsa	GAROT	Odontologie pédiatrique	56-01
M.	Dominique	GILLET	Dentisterie restauratrice et endodontie	58-01
Mme	Olivia	KEROUREDAN	Dentisterie restauratrice et endodontie	58-01
M.	Jean-François	LASSERRE	Prothèse dentaire	58-01
M.	Yves	LAUVERJAT	Parodontologie	57-01
Mme	Odile	LAVIOLE	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Javotte	NANCY	Odontologie pédiatrique	56-01

M.	Adrien	NAVEAU	Prothèse dentaire	58-01
M.	Philippe	POISSON	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-02
M.	Patrick	ROUAS	Odontologie pédiatrique	56-01
M.	Johan	SAMOT	Biologie Orale	57-01
Mme	Maud	SAMPEUR	Orthopédie dento-faciale	56-01
M.	Cyril	SEDARAT	Parodontologie	57-01
Mme	Noélie	THEBAUD	Biologie Orale	57-01
M.	Eric	VACHEY	Dentisterie restauratrice et endodontie	58-01

AUTRES ENSEIGNANTS

M.	Cédric	FALLA	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-02
M.	François	ROUZÉ L'ALZIT	Prothèse dentaire	58-01

ASSISTANTS

M.	Bastien	BERCAULT	Chirurgie Orale	57-01
M.	Baptiste	BERGES	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Mathilde	BOUDEAU	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
Mme	Virginie	CHUY	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-02
M	Pierre-Hadrien	DECAUP	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Laura	DONNET	Biologie Orale	57-01
Mme	Julia	ESTIVALS	Odontologie pédiatrique	56-01
Mr	Pierre-André	GUILLAUD	Parodontologie	57-01
Mme	Jane	GOURGUES	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-02
Mr	Louis	HUAULT	Sciences anatomiques et physiologiques	58-01
Mme	Mathilde	JACQUEMONT	Parodontologie	57-01
Mme	Clémence	JAECK	Prothèse dentaire	58-01
Mr	Aymeric	JOUBERT DU CELLIER	Dentisterie restauratrice et endodontie	58-01
Mr	Jean-Baptiste	IRIBARREN	Dentisterie restauratrice et endodontie	58-01
Mme	Claudine	KHOURY	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-02
Mme	Camille	LACAULE	Orthopédie dento-faciale	56-01
M.	Antoine	LAFITTE	Orthopédie dento-faciale	56-01
Mme	Léa	MASSE	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Aude	MENARD	Prothèse dentaire	58-01
M	Florian	PITEU	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Rawen	SMIRANI	Parodontologie	57-01
Mme	Florianne	VILLAT	Dentisterie restauratrice et endodontie	58-01
M.	Clément	VACHEY	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M	Paul	VITIELLO	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Sophia	ZIANE	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
Mme	Laurie	FUCHS	Odontologie pédiatrique	56-01

A notre Présidente de thèse

Madame le Professeur Caroline BERTRAND

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier

Directrice de l'UFR des Sciences Odontologiques

Département Prothèse 58-02

Je vous remercie d'honorer ce jury de thèse en tant que présidente. Je vous remercie également pour votre enseignement tout au long de mes années d'études. Pour votre présence et votre investissement en milieu hospitalier afin de nous guider au mieux vers notre avenir.

Je vous prie d'agréer Madame, l'expression de mon profond respect.

A notre Directeur de thèse

Madame le Docteur Léa MASSE

Assistant Hospitalo-Universitaire

Département Prothèse dentaire – 58-01

Je vous remercie d'avoir accepté d'être mon maître de thèse, je n'aurais pu espérer meilleure directrice. Je ne pourrais cesser les remerciements concernant votre investissement dans ce travail et votre présence à mes côtés tout au long de cette rédaction et de mes années d'études. Votre passion et implication dans ce métier force le respect et l'admiration. Merci pour votre confiance concernant ce cas, qui je sais, vous tenait à cœur.

Je vous prie d'y voir l'expression de mes plus sincères sentiments.

A notre Rapporteur de thèse

Monsieur le Docteur Adrien NAVEAU

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Département Prothèse dentaire - 58-01

Je vous remercie d'avoir accepté d'être le rapporteur de cette thèse. Je vous remercie également pour vos enseignements tout au long de nos études.

Veillez trouver ici l'expression de mon respect et de mes sincères remerciements.

A notre Assesseur

Madame le Docteur Odile LAVIOLE

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Département Prothèse dentaire - 58-01

Je vous remercie d'avoir accepté de siéger à ce jury. Je vous remercie également de votre présence et votre implication durant toutes ces années d'études, ainsi que de votre encadrement à l'hôpital.

Veillez trouver ici l'expression de tout mon respect et de mes sincères remerciements.

Remerciements

Ma directrice et moi tiennent à remercier **Kuraray France**, pour la mise à disposition d'un disque KATANA™ HTML et du système d'assemblage Panavia V5. Nous remercions tout particulièrement Madame Bibard et Monsieur Vuong pour leur disponibilité, leurs conseils et réponses aux différents questionnements que nous avons eu dans la réalisation de cette thèse.

Merci également au laboratoire Bertin à Bordeaux, pour les discussions et la réalisation du bridge.

Nous tenons également à remercier Monsieur Adrien Garot pour son aide et sa participation dans la réalisation de la figure 10.

Je tiens finalement à remercier ma directrice de thèse, le docteur Léa MASSE, qui m'a fourni les photos du cas clinique. Ainsi que le CHU de Bordeaux pour leur participation.

A mes amis et ma famille,

Papa, Maman je vous remercie en premier, merci pour tout. Pour votre soutien indéfectible depuis toujours. Je n'en serai pas là sans vous. Je vous aime énormément et ai beaucoup de chance de vous avoir. Même si je ne suis pas la personne la plus démonstrative, je le pense tous les jours. Merci également à ma sœur et mon frère que j'aime de tout mon cœur, merci d'être toujours là. Merci à mes amis, avec qui j'ai partagé ces années d'études. Elles auraient été bien fade sans vous. Tout d'abord Nathan que j'ai suivi dans ce voyage jusqu'à Bordeaux, merci d'être qui tu es, ne change rien. Ju, tu sais tout l'amour que j'ai pour toi et sans oublier Raph. Vous êtes les meilleurs moments de ces études. Merci aussi à mes copines, avec qui j'ai créé des liens plus tard mais qui m'ont tant apporté, Maina, Léa, Alizée je vous aime fort.

Merci à tous mes autres amis, vous êtes pour moi ma plus grande famille. Vous vous reconnaitrez, que ce soit en Guadeloupe pour tout le soutien que vous m'avez apporté durant cette thèse, Auriane, Alban, Piksoo mes amours. Ou à Paris, Léa, mon ying, tout a commencé avec toi, comment l'oublier. Je ne te remercierai jamais assez d'être là à chaque moment de ma vie. Laurie-Anh, Diane, merci de me supporter depuis toujours. Lovely, Sofiane, malgré la distance je pense à vous. Et mon seignosse crew pour votre soutien sur les derniers mois, ma soso y compris. Et je m'arrête là, les autres se reconnaitront. Merci à tous d'être là, vous êtes ma plus grande richesse. Je vous aime.

Table des matières

INTRODUCTION.....	11
1 ETAT DE L'ART : L'AGENESIE CANINE.....	12
1.1 Définition	12
1.2 Étiologie	12
1.3 Prévalence.....	13
1.4 Solutions thérapeutiques	13
1.4.1 L'implant unitaire antérieur.....	14
1.4.2 Le bridge collé cantilever antérieur.....	15
1.4.3 Taux de succès, taux de survie, longévité	16
1.5 Bridge collé céramique : les matériaux d'infrastructures	17
1.5.1 La zircone	19
1.5.2 Propriétés physiques et biologiques	20
1.5.3 L'amélioration de ses propriétés optiques.....	21
2 CAS CLINIQUE	26
2.1 Anamnèse.....	26
2.2 Analyse clinique	26
2.2.1 Examen exobuccal/endobuccal	26
2.2.2 Examen de la zone à traiter	28
2.2.3 Examen des dents bordants l'édentement.....	28
2.2.4 Examen occlusal.....	29
2.3 Diagnostic, proposition thérapeutique et impératifs de conception.....	29
2.3.1 Choix de l'appui dentaire	29
2.3.2 La préparation de la prémolaire.....	30
2.4 Étapes cliniques.....	31
• 1 ^{ère} séance clinique :	31
• 2 ^{ème} séance clinique :	33
• 3 ^{ème} séance clinique :	34
3 DISCUSSION	40
3.1 L'âge un frein à l'implantologie	40
3.2 Choix du matériau	40

3.3	Choix du système de collage.....	44
3.3.1	Le sablage.....	44
3.3.2	L'assemblage.....	45
3.4	L'utilisation d'un flux numérique complet	48
3.4.1	Confort pour le patient	49
3.4.2	Simplification du travail et de la communication praticien/prothésiste	50
	<i>CONCLUSION.....</i>	51
	<i>Bibliographie.....</i>	52

Figures

<i>Figure 1 : gradient thérapeutique dans le cas d'un édentement unitaire antérieur (d'après Tirlet G, Attal JP (2009)).</i>	14
<i>Figure 2 : balance résistance-esthétique.</i>	18
<i>Figure 3 : structures cristallographiques de la zircone. (Image extraite de la zircone dans tous ses états de Edouard LANOISELEE (37)).</i>	20
<i>Figure 4 : Interaction entre la lumière et une lame de zircone, issus de l'article « comment améliorer la translucidité de la zircone Y-TZP » par Brunot Jacquot (52).</i>	22
<i>Figure 5 : gamme KATANA™ Zirconia. Les différents types de disques et leurs champs d'opération (haut), composition d'un disque (technologie multicouches (bas)) (69).</i>	25
<i>Figure 6 : situation initiale, vue du sourire.</i>	27
<i>Figure 7 : situation initiale, vue du sourire gauche.</i>	27
<i>Figure 8 : situation initiale, vue endobuccale.</i>	28
<i>Figure 9 : situation initiale. A. vue de la zone à traiter B. Focus au niveau de la zone édentée, la bosse canine est effacée du fait de l'agénésie.</i>	28
<i>Figure 10 : préparation de la dent support. A. Schéma pour la préparation d'une incisive centrale (d'après Kern et al. (30)) B. Schéma pour la préparation d'une prémolaire (Schéma originale de Léa Massé). S, C : corniche occlusale ; C, E : épaulement à angle interne arrondi ; B : boîte proximale ; P : puits de repositionnement.</i>	30
<i>Figure 11 : vue endobuccale de la préparation de la 24.</i>	31
<i>Figure 12 : empreinte optique réalisée multi-attaches encore en place.</i>	32
<i>Figure 13: focus sur la dent préparée. L'affichage mono-teinte révèle les détails de la préparation sur 24.</i>	32
<i>Figure 14 : A. bridge collé mono-ailette canin full zircone KATANA™ HTML (Kuraray Noritake Dental). B. Essayage du bridge ; vérification de l'ajustage parfait de l'ailette et de la connexion.</i>	33
<i>Figure 15 : situation finale après assemblage et dépose du champ opératoire. A. Contrôle d'occlusion statique et dynamique. Aucun contact n'est objectivé sur la prothèse. B. En vue vestibulaire, le bridge apparaît très saturé, il faudra attendre quelques jours avant la réhydratation des dents adjacentes pour noter l'intégration esthétique de notre bridge.</i>	37
<i>Figure 16 : contrôle à une semaine. La patiente nous fait part de sa satisfaction ; en effet nous pouvons noter, en vue du sourire, la bonne intégration esthétique du bridgé collé canin en position de 23.</i>	37
<i>Figure 17 : Vue vestibulaire. Contrôle à 6 mois.</i>	38
<i>Figure 18 : Vue vestibulaire avec focus sur le bridge canin. On peut noter la bonne translucidité du bord libre du pontic.</i>	38

<i>Figure 19 : explication du passage de la brosette sous le pontic afin de contrôler l'hygiène et gérer l'inflammation gingivale légère existante.</i>	39
<i>Figure 20 : types de teinte pour la KATANA HTML.</i>	41
<i>Figure 21 : espace chromatique CIELab.</i>	42
<i>Figure 22 : principe du traitement tribochimique (Cojet™ 3M ESPE, schéma tiré de la brochure publicitaire de SD Etch'air).</i>	45
<i>Figure 23 : structure du 10-méthacryloyloxydécyle dihydrogénophosphate issue du site internet de Kuraray Noritake (69).</i>	46
<i>Figure 24 : système d'assemblage PANA VIA™ V5.</i>	47
<i>Figure 25 : schématisation des différentes étapes et types de chaînes de la CFAO.</i>	49

Tableaux

<i>Tableau 1 : Étude de Lam et al. (2013) comparant les taux de succès et les taux de survie de CC (cantilever collés) et CSI (couronnes sur implant) posés en secteur antérieur. (NR = non renseigné).</i>	16
<i>Tableau 2 : comparaison des propriétés mécaniques et esthétique entre zircone KATANA et disilicate de lithium.</i>	43

INTRODUCTION

La canine peut être définie comme clé de voute de l'arcade de par sa localisation qui lui confère un rôle esthétique dans la ligne du sourire mais également fonctionnel, dans le guidage en diduction et la protection des dents cuspidées. Son absence n'est pas chose rare dans la population mondiale. Plusieurs facteurs peuvent en être la cause comme un traumatisme, une ectopie, ou encore une agénésie. L'agénésie canine est, quant à elle, extrêmement peu retrouvée.

Quel qu'en soit la cause, l'édentement canin est toujours un challenge prothétique pour le praticien. L'avènement de l'implantologie et son développement rapide à amener une solution quant au remplacement d'une dent unitaire, cependant, nombreuses sont les contre-indications avec notamment un frein non négligeable : l'âge, et plus particulièrement, la croissance. Une alternative intéressante a fait ses preuves ces dernières années, celle du bridge collé mono-ailette céramique qui semble répondre aux exigences esthétiques et fonctionnelles dans la gestion d'un édentement unitaire antérieur.

Le cas de Christiane, jeune patiente de 14 ans présentant une agénésie canine de 23, est au centre de cette thèse. Encore en cours de traitement orthodontique, l'espace laissé par l'agénésie a été conservé. Les deux alternatives prothétiques fixes s'offrant à nous sont l'implant unitaire ou le bridge collé. Le jeune âge de la patiente nous a amené à privilégier la deuxième option. Les nouvelles générations de zircons (e.g., KATANA™ Zirconia, *Kuraray Noritake Dental*) semblent répondre aux hauts impératifs esthétiques et mécaniques dans la prise en charge de cet édentement canin. La réalisation par flux numérique complet, multi-attaches encore en place permet de satisfaire la demande de rapidité de traitement de notre patiente. Un suivi à 6 mois y est présenté.

1 ETAT DE L'ART : L'AGENESIE CANINE

1.1 Définition

L'agénésie dentaire est définie comme une « anomalie de nombre correspondant à l'absence d'une unité dentaire, en relation avec l'absence du germe correspondant » (1).

Selon le nombre de dents absentes, plusieurs termes sont utilisés. On parle d'**hypodontie** lorsque l'on compte de 1 à 6 dents manquantes (sans prendre en compte la troisième molaire). Le terme **oligodontie** est utilisé lorsque le nombre de dents absentes est supérieur à 6 dents ; cette forme plus sévère peut dans certains cas être liée à des syndromes spécifiques et/ou associée à d'autres malformations. L'absence totale de dents est extrêmement rare et est appelée **anodontie**, elle va également s'accompagner d'autres anomalies (2).

L'agénésie canine correspond ainsi à l'absence uni ou bilatérale de la canine.

1.2 Étiologie

L'absence d'une ou plusieurs dents est le plus souvent d'origine congénitale, de nombreuses mutations concernant les gènes impliqués dans l'embryogenèse des dents peuvent en être la cause. On parle alors de deux types de manifestations :

- L'agénésie dentaire isolée lorsque le développement dentaire est le seul affecté. C'est la manifestation la plus fréquente (3).
- Les agénésies dentaires syndromiques, lorsque l'agénésie est due à une anomalie génétique qui touchent également le développement d'autres tissus. L'absence de dent est souvent le premier symptôme (4).

L'exposition à des facteurs environnementaux peut également être en cause. Ces facteurs sont dits indirects quand ils vont toucher la mère lors de la grossesse impliquant les conditions intra-utérine ou encore l'exposition à des maladies infectieuses (e.g., syphilis, tuberculose, rubéole) (5). Ils sont dits directs, lorsqu'ils sont liés à l'enfant lui-même comme par exemple un traitement par chimiothérapie ou radiothérapie durant l'enfance, selon l'âge et la dose ou des traumatismes cranio-faciaux, tels qu'une fracture du processus alvéolaire (6).

Les perturbations nutritionnelles ou carences pendant la grossesse ou la petite enfance peuvent également affecter le développement des dents et d'autres organes, conduisant ainsi à une agénésie dentaire en association avec d'autres anomalies (2).

1.3 Prévalence

L'agénésie dentaire d'une ou plusieurs dents est l'anomalie la plus communément retrouvée parmi les malformations cranio-faciales congénitales humaines avec une prévalence variant de 2,6% à 11,3% (à l'exclusion de la troisième molaire qui représente à elle seule près de 20% de la population) (2, 3, 7).

La dent temporaire peut être touchée au même titre que la dent permanente bien que l'absence de dents temporaires soit très rare et représente seulement 0,4 à 0,9% (8).

D'après la méta-analyse de Poder *et al.* (9) sur un échantillon de 48 274 sujets provenant de 10 études, les dents les plus fréquemment concernées sont les deuxièmes prémolaires mandibulaires (prévalence de 2,91 à 3,22%) suivies des incisives latérales maxillaires (prévalence de 1,55 à 1,78%).

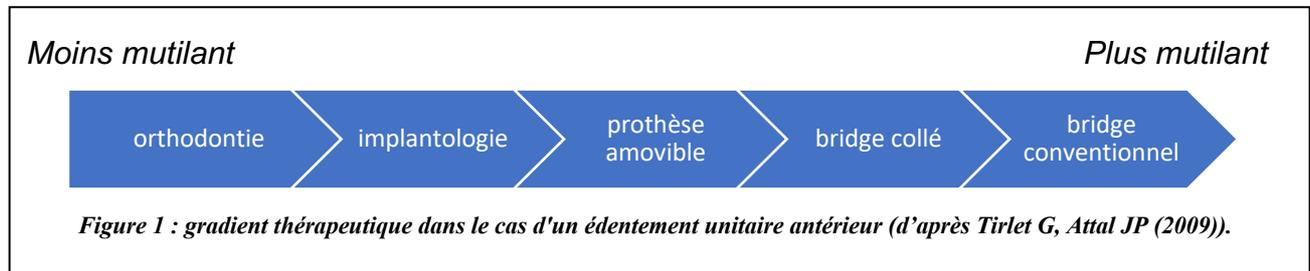
L'agénésie canine est extrêmement rare avec une prévalence de 1,30% pour la canine maxillaire et 0,30% pour la canine mandibulaire (10) ; et elle est encore plus rare lorsqu'il s'agit d'une agénésie isolée, avec des taux de 0,07 à 0,13% pour la canine maxillaire (7) et 0,01 à 0,03% pour la canine mandibulaire (8).

1.4 Solutions thérapeutiques

Le traitement de l'édentement unitaire est toujours un challenge difficile à relever. Il l'est d'autant plus lorsqu'il s'agit de palier une agénésie canine du fait de la position charnière de cette dent sur l'arcade. Au maxillaire, la canine joue un rôle primordiale à la fois esthétique et fonctionnel ; elle participe au soutien de la lèvre supérieure au repos comme lors du sourire et intervient de façon plus ou moins importante dans le guidage (8).

Il existe plusieurs moyens thérapeutiques afin de remplacer cette dent : En suivant le gradient thérapeutique (figure 1), le traitement orthodontique est à envisager en première intention (11,12).

Après discussion avec l'omnipraticien et prévisualisation du traitement afin de palier l'édentement laissé par l'agénésie, l'orthodontiste peut décider de fermer l'espace ou à l'inverse, de l'ouvrir afin de laisser la place à une future dent prothétique (13). Dans le cas où l'espace est laissé vacant plusieurs solutions prothétiques peuvent être proposées : fixes ou amovibles.



La prothèse amovible présente un certain nombre d'avantages, comme l'hygiène facilitée, l'éventuelle restauration du soutien labial et le faible coût, mais l'inconfort et l'amovibilité restent des inconvénients de taille.

Les alternatives fixes sont multiples ; le bridge conventionnel dento-porté a longtemps été évoqué lorsqu'il est question de remplacer une dent, cependant, il va nécessiter un délabrement tissulaire des dents bordant l'édentement et est à l'antipode d'une dentisterie conservatrice si celles-ci sont saines. Il ne peut pas être, aujourd'hui, une solution envisageable. Deux solutions s'offrent alors à nous : l'**implant unitaire** ou le **bridge collé**.

1.4.1 L'implant unitaire antérieur

Le concept implantaire fait consensus dans la communauté scientifique quand il est question de remplacer une dent mais outre le fait de présenter certaines contre-indications (14, 15), c'est un procédé lourd, long et coûteux. Il demande une certaine maîtrise du chirurgien-dentiste et notamment en secteur esthétique (8).

La canine occupe une place particulière sur l'arcade. Sa forme et sa morphologie vont signer le caractère d'un sourire. L'emplacement de l'implant va être un facteur primordial dans le risque d'échec de la thérapeutique (16). Elle est facilement soumise à des surcharges occlusales qui peuvent entraîner un échec implantaire (17). L'évaluation du volume osseux est également essentielle (8), l'épaisseur corticale est importante au niveau palatin et faible, côté vestibulaire. Certaines études attestent qu'un volume osseux minimal de 2mm permet un support de tissu mou correct et évite la résorption osseuse après restauration (18). Or d'après ces mêmes études l'os au niveau de la canine

est relativement fin et elle possède une concavité vestibulaire souvent importante au-dessus de la bosse canine (18, 19). L'implantation a alors tendance à être palatine pour éviter une fenestration de l'implant. Elle peut entraîner de lourdes conséquences esthétiques et médicales concernant la qualité de l'émergence et le devenir des tissus mous vestibulaires (20). Aussi, l'ostéointégration est diminuée au niveau du maxillaire antérieur contrairement à la mandibule due à une qualité osseuse diminuée. L'implantation en secteur maxillaire antérieur va donc être souvent associée à des interventions supplémentaires (e.g., greffes osseuses, aménagement des tissus mous) (15, 20).

Les résultats implantaire ne sont pas toujours prédictibles, notamment chez le jeune adulte présentant une croissance cranio-faciale résiduelle parfois à l'origine d'une dysharmonie dentaire sur le long terme (21). La demande de traitement des agénésies se fait souvent précocement dans la vie de nos patients et l'âge peut être le frein majeur à une thérapeutique implantaire.

1.4.2 Le bridge collé cantilever antérieur

Du fait de l'évolution de la dentisterie adhésive, le bridge collé mono-ailette céramique est devenu une alternative thérapeutique fiable dans le remplacement d'une dent antérieure (22). Historiquement, les premiers bridges collés développés, étaient à infrastructure métallique et à deux ailettes (23). La grande résistance du métal permettait de pallier les sollicitations mécaniques importantes sur ces systèmes bridges. En revanche, la difficulté de collage des alliages métalliques entraînait une complication notable : le décollement. Faute d'adhésion, les praticiens augmentaient la rétention de leur prothèse par une préparation plus délabrante pour la dent saine (e.g., rainures ou puits de rétention). Cette thérapeutique n'apparaissait plus comme minimalement invasive. Ajouté à cela, des problèmes esthétiques dus à la présence de métal pouvaient être retrouvés (24, 25). Pour pallier ces problèmes, les bridges collés tout céramique font leur apparition. Ils ont été introduits par Kern dans la littérature au début des années 90 (26). De concert avec l'évolution du biomatériau d'infrastructure, Kern montre que le design en porte-à-faux, « cantilever », à une seule ailette présente de meilleurs résultats que la conception conventionnelle à deux ailettes. Les contraintes en cisaillement limitées à un pilier améliore la longévité de système bridge. Cela est montré dans une étude de 2005, révisée en 2011 de Kern donnant des taux de survie à 5 et 10 ans, de 73,9 et 67,3% pour des bridges deux ailettes contre 92,3 et 94,4% pour des mono-ailettes (27). Une étude récente avance les mêmes résultats avec un suivi de 2 à 10 ans sur des bridges collés à armature zircone ; les taux survie sont de 100% pour les mono-ailettes contre 70% pour les doubles ailettes (28). Avec l'évolution de leur design (i.e., design cantilever, mono-ailette/mono-pilier), des techniques de

collage et le développement des céramiques, ces bridges collés ont montré des taux de succès très intéressants en région antérieure (29). La nécessité de dispositifs de rétention disparaît.

Le bridge collé mono-ailette en remplacement canine est quant à lui très peu représenté dans la littérature et reste donc expérimental. Matthias Kern décrit deux cas de bridge collé canin cantilever supporté par la première prémolaire. Dans les deux cas il souligne que cette solution reste un compromis thérapeutique mais fonctionnel et que les patients en sont satisfaits (30).

1.4.3 Taux de succès, taux de survie, longévité

Une étude de 2013 réalisée par Lam *et al.* (31) compare les taux de survie et les taux de succès de 39 bridges collés cantilever et de 39 couronnes sur implants posés en secteur antérieur (tableau 1) :

Nombre de restaurations	Types	Matériaux	Système adhésif	Taux moyen de suivi	Taux de succès (CC vs CSI)	Taux de survie (CC vs CSI)
39	CC	Métal Alliage NiCr	Panavia EX Panavia 21 TC (Kuraray)	10 ans	Global : 64,1% vs 46,2% Infrastructure : 92,3% vs 69,2% Prothèse : 71,8% vs 64,1%	Global : 82,1% vs 82,1% Infrastructure : 100% vs 92,3% Prothèse : 82,1% vs 84,6%
39	CSI	Branzmark (n=20) Straumann (n=8) Calcitek (n=5) Autres (n=6)	NR			

Tableau 1 : étude de Lam *et al.* (2013) comparant les taux de succès et les taux de survie de CC (cantilever collés) et CSI (couronne sur implant) posés en secteur antérieur. (NR = non renseigné).

Cette étude prend en compte des bridges collés cantilever métal, elle nous donne cependant un bon aperçu d'un comparatif bridge collé versus couronne sur implant. À notre connaissance, aucune autre étude n'a comparé ces deux thérapeutiques. Les auteurs prennent en compte la prothèse dans sa globalité (i.e., Global (tableau 1)) ; l'infrastructure (armatures pour les bridges, chape métallique pour les couronnes sur implant) ; la prothèse (i.e., céramique cosmétique). Nous pouvons voir que les taux de succès sont tous plus importants pour les bridges collés. Concernant les taux de survie, ils sont égaux lorsque l'on considère la prothèse dans sa globalité, en revanche, l'infrastructure - bridge collé obtient un taux de 100% contre 92,3% pour la couronne sur implant. La principale complication décrite par les auteurs concernant les bridges collés est le décollement avec 14 décollements (i.e., 35,9%). Aussi, une carie s'est développée sous une infrastructure. Dans cette étude seulement deux bridges concernaient des remplacements canins. Les auteurs ne donnent pas de précision quant à leur propre longévité, les taux sont donnés toutes restaurations confondues.

Une étude de la HAS réalisée en 2016, regroupant les résultats de quatre revues systématiques, 17 études prospectives et 15 études rétrospectives, estime un taux de survie à 10 ans variant de 64 à 96% pour les bridges collés et de 88% à 5ans. Le biais important entre les taux est expliqué par la différence de méthodologie et de bridge (e.g., localisation, matériau). Cette même étude avance un taux de 89,5% pour les couronnes sur implants (32).

En 2012, les armatures polycristallines (i.e., zircone) sont décrites, Kern et Sasse puis d'autres les années suivantes, rapportent des taux de survie de 98,2 à 100% avec des suivi de 5 à 15 ans (33). Une étude récente avance un taux de survie de 100% à 10 ans concernant 10 bridges collés mono-ailettes zircone (34). A côté des infrastructures zircone, on retrouve également dans la littérature des armatures en vitrocéramique renforcée. L'e.max® (*Ivoclar Vivadent*) est utilisée dans les études de Sun et al., 2013 (35) et de Sailer et al., 2014 (36). Ces deux études avancent des taux de succès de 100% à 4 et 6 ans. Une revue systématique effectuée par Thoma et al. (2017) donne un taux de survie de 91,4% à 5 ans et 82,9% à 10 ans tous matériaux confondus. Ils décrivent cependant un taux de survie plus élevé pour les bridge collé cantilever à infrastructure zircone (29). Bien qu'elles soient rares, les complications avancées pour les vitrocéramiques renforcées sont les fractures et celles pour les zircons sont le décollement.

Dans l'optique d'une restauration canine, dont les contraintes seront plus importantes que celles exercées en secteur incisifs, le choix du matériau est primordial.

1.5 Bridge collé céramique : les matériaux d'infrastructures

Le remplacement d'une canine maxillaire est délicat car cette dent subit de fortes contraintes fonctionnelles. Le matériau d'infrastructure de bridge doit pouvoir résister à des forces mécaniques importantes tout en assurant un esthétisme correct du fait de sa place dans la ligne du sourire.

Deux types de matériaux céramiques sont donc principalement utilisés et décrits dans la littérature pour la réalisation de bridge collé cantilever céramique : les céramiques vitreuses renforcées et les céramiques polycristallines. **En revanche les deux cas canins décrits par Kern (30) sont élaborés en zircone.**

Les vitrocéramiques renforcées (e.g., e.max® (*Ivoclar Vivadent*)) présentent une phase vitreuse prédominante à l'inverse des céramiques cristallines ou denses où les cristaux remplacent le verre

(essentiellement représentées par la famille des zircons (e.g., KATANA™ Zirconia (*Kuraray Noritake Dental*)).

La phase vitreuse est une matrice désorganisée et fragile mais c'est elle qui confèrera son aptitude au collage à la céramique. La phase cristalline insérée dans la phase vitreuse va permettre de durcir le matériau et bloquer la propagation des fissures, elle sera garante d'une grande résistance mécanique. Une balance entre aptitude au collage et résistance mécanique (i.e., proportion de verre versus proportion de cristaux) s'installe alors. Plus la phase cristalline est importante plus la céramique va avoir des propriétés mécaniques élevées. En revanche, sa matrice vitreuse sera amoindrie. Aussi, la proportion élevée en cristaux augmentera l'opacité de la céramique et aura donc un impact esthétique. À l'inverse, plus la phase vitreuse est importante plus la céramique sera esthétique et apte au collage. Une balance résistance-esthétique (figure 2) est donc faite pour pouvoir choisir le matériau le plus adapté (35).

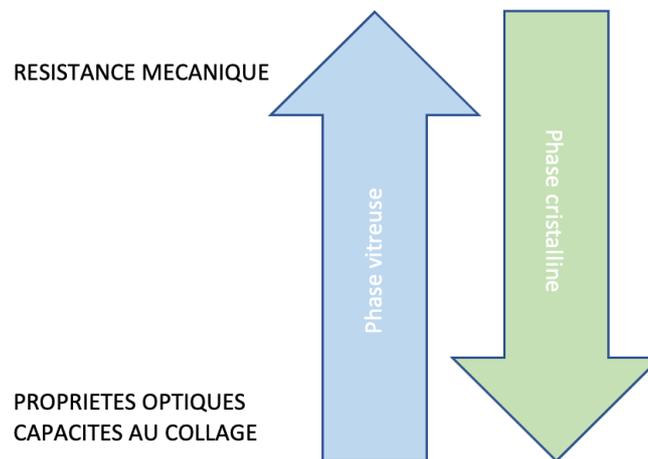


Figure 2 : balance résistance-esthétique.

Ces deux matériaux semblent être performants dans l'élaboration de cette thérapeutique. En secteur esthétique c'est généralement les vitrocéramiques renforcées qui sont utilisées, dû à leurs grandes propriétés optiques. Cependant, de nouvelles générations de zircons ont fait leur apparition sur le marché ; elles présentent d'excellentes capacités mécaniques ainsi que des propriétés optiques améliorées.

Aussi, les différences de résistance mécanique entre les céramiques polycristallines de haute ténacité (> 1000 Mpa) et les vitrocéramiques renforcées (< 500 Mpa) peuvent faire pencher la balance en faveur de restaurations zircone selon si les conditions occlusales ne sont pas idéales (e.g., supracclusion, occlusion serrée, troubles fonctionnels occlusaux) ou tenant compte de la localisation de l'édentement (e.g., localisation canine).

La restauration d'une canine nécessite une grande résistance mécanique au vu des sollicitations mécaniques que supporte cette dent. Le choix d'une zircone de haute ténacité, en accord avec les travaux de Kern (30), semble être un choix plus prudent. Dans le point suivant, nous développerons ce matériau.

1.5.1 La zircone

La zircone a été découverte en 1892 au Sri Lanka par Joseph Baddeley. C'est un oxyde métallique, son système cristallin est monoclinique et à l'état naturel elle se fissure. Afin d'être utilisée en clinique, la zircone nécessite au préalable un traitement spécifique pour être stabilisée (38, 39). Il consiste en plusieurs étapes :

- la fabrication de la poudre, où plusieurs éléments minéraux et organiques vont y être incorporés pour une bonne stabilité du matériau,
- la préparation des blocs, obtenus par pression sur la surface des poudres,
- le frittage, qui permet la jonction entre les grains de zircons,
- l'usinage, qui va être la dernière étape de fabrication.

Chacune de ces étapes vont jouer sur les propriétés optiques et mécaniques du matériau.

Introduite pour la première fois en dentisterie restauratrice au début des années 2000, la zircone a été limitée à des utilisations en dehors des zones esthétiques car était caractérisée par une opacité importante qui ne permettait pas d'avoir une esthétique satisfaisante. Pour les secteurs antérieurs la zircone (i.e., armature) était stratifiée avec une céramique vitreuse cosmétique pour améliorer l'esthétisme de la restauration et camoufler son opacité. Cependant cela pouvait entraîner des problèmes cliniques de rupture de cohésion comme l'écaillage de la céramique recouvrant l'infrastructure zircone. De plus une préparation dentaire importante minimale était exigée (pour un esthétisme optimal il est nécessaire d'avoir à peu près 1 mm de vitrocéramique en plus de l'espace nécessaire à l'armature) (38). Les industriels ont donc cherché à créer un matériau monolithique suffisamment esthétique afin de supprimer la stratification, c'est-à-dire une restauration qui consiste en un seul matériau de zircone (i.e., mono-bloc, mono-teinte) (41, 42).

1.5.2 Propriétés physiques et biologiques

La zirconite présente trois différentes structures allotropiques (figure 3) qui la rendent instable (43, 44) :

- Forme monoclinique, de la température ambiante jusqu'à 1170°C.
- Forme quadratique dites également tétraogonale, de 1170 à 2370°C.
- Forme cubique au-delà de 2370°C.

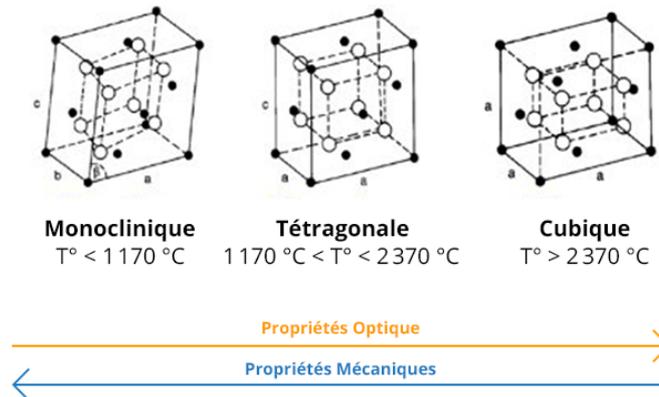


Figure 3 : structures cristallographiques de la zirconite. (Image extraite de la zirconite dans tous ses états de Edouard LANOISELEE (37)).

La forme recherchée lors du traitement est la phase quadratique retrouvé entre 1170 et 2370°C. Cependant, lors du refroidissement, le matériau repasse en phase monoclinique en dessous de 950°C (43). Il va donc être nécessaire de stabiliser la structure en phase quadratique afin d'utiliser au mieux ses propriétés mécaniques. L'apport mesuré d'oxydes lors de la fabrication des poudres, va permettre de forcer artificiellement la structure à maintenir sa maille quadratique en y intégrant des mailles monocliniques. Ainsi la phase tétraogonale va être partiellement stabilisée dans la microstructure à température ambiante. L'oxyde d'yttrium permet d'obtenir les meilleurs résultats mécaniques avec un apport de 5,15% en poids. On obtient alors de la zirconite yttrée partiellement stabilisée à 3mol% (41). C'est cette cristallographie qui va être au centre de la qualité des propriétés mécaniques de la zirconite. En effet lors d'une fissure, les cristaux maintenus en phase quadratique, vont avec la contrainte passer en phase monoclinique et ainsi absorber l'énergie. Cette transformation va entraîner un léger grossissement des cristaux ce qui va contenir la fissure et empêcher sa propagation dans une limite d'énergie (44).

Ainsi la zirconite possède une excellente **ténacité** qui va contre balancer son **module d'élasticité** bas (36). Sa **résistance à la compression** (755 N contre 282 N pour les céramiques renforcées au disilicate de lithium pour des forces de mastications allant de 500 à 800 N pour les dents postérieures

(47, 48)) et à la **flexion** est également excellente (700 à 1200 MPa contre 400 MPa maximum pour les vitrocéramiques) (38, 46, 49). Concernant sa **dureté Vickers**¹, elle est également très élevée. La zircone la plus résistante mise sur le marché actuellement est une Y-TZP avoisinant les 1200 kgf/mm² (48).

Aussi, la zircone possède une similitude de structure avec le tissu osseux ce qui permet une excellente **biocompatibilité**, tout aussi bonne que le titane et supérieure aux vitrocéramiques. Elle est très bien tolérée par les tissus parodontaux. Effectivement, de nombreuses études montrent que la zircone présente une très bonne compatibilité avec les kératinocytes gingivaux et les fibroblastes mais également d'excellentes qualités comme : l'absence de corrosion et une inertie radiologique (46, 51, 52).

La zircone possède donc des propriétés mécaniques importantes et une meilleure résistance à la fracture que les autres céramiques. Même si ses propriétés restent sensiblement inférieures à une structure métallo-céramique, elle l'avoisine, permettant un spectre d'action thérapeutique large (51). Le but des industriels a donc été d'élargir encore plus ce spectre d'action en augmentant l'esthétisme de la zircone.

1.5.3 L'amélioration de ses propriétés optiques

L'analyse des caractéristiques optiques va passer par l'observation du comportement d'un rayon lumineux incident sur le matériau. Lorsqu'un faisceau tombe sur un matériau polycristallin, une partie de celui-ci est réfléchi par sa surface, une partie est transmise à travers sa masse et une autre est absorbé (figure 4). On explique ceci par trois phénomènes :

- La **réflexion**, qui correspond à la lumière qui va être réfléchi par le matériau en subissant un changement de direction. On distingue une réflexion de surface et une réflexion interne (à l'intérieur du matériau).
- La **transmission**, correspondant au comportement d'un rayonnement incident dans un milieu ayant un indice de réfraction différent. Elle est subdivisée en deux phénomènes distincts : la *réfraction* (concerne la lumière qui va passer d'un niveau n1 à un niveau n2 avec un indice de réfraction différent et ainsi se propager dans une direction différente) et la *diffusion* (phénomène par lequel la lumière va rencontrer des obstacles et ainsi avoir un parcours chaotique avant de ressortir sous forme de lumière diffusée, c'est-à-dire réémise dans toutes

¹ Résistance qu'opposera sa surface à la pénétration d'une pyramide en diamant

les directions). Elle est dépendante du nombre, de la taille et de la nature des particules composant le matériau.

- L'**absorption de la lumière**, quand un faisceau frappe le matériau, toute l'énergie qui ne sera ni transmise ni réfléchi est transformée sous forme de chaleur et absorbée.

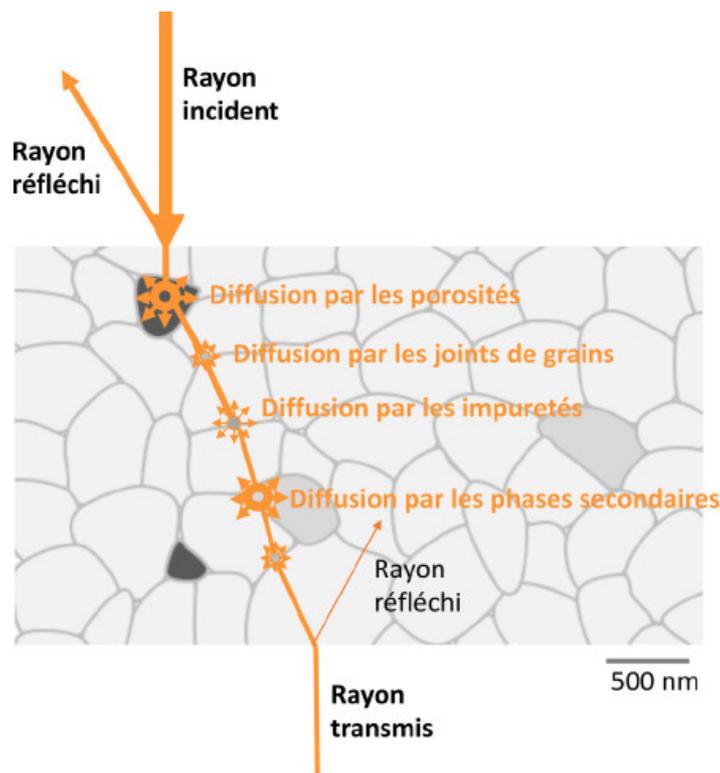


Figure 4 : interaction entre la lumière et une lame de zircone, issu de l'article « comment améliorer la translucidité de la zircone Y-TZP » par Brunot Jacquot (52).

La translucidité et donc l'opacité du matériau vont dépendre de ces 3 facteurs. Lorsque la lumière atteint le matériau, elle interagira avec lui de plusieurs manières en fonction de la nature du matériau (40, 55). Les laboratoires vont donc jouer sur certains paramètres afin d'améliorer la translucidité (40, 56). Un matériau est dit translucide lorsqu'il permet de laisser passer la lumière sans permettre de distinguer les objets qui se trouvent derrière (comme la transparence). Ce sont les réfractions anisotropes du matériau qui vont empêcher cette transparence. Les réfractions anisotropes correspondent à la biréfringence en optique. Cela signifie que l'indice de réfraction n'est pas unique dans le milieu biréfringent et les faisceaux lumineux vont donc s'y diviser, ce qui augmente l'opacité. Les matériaux opaques quant à eux vont absorber ou réfléchir la lumière. Il faut donc jauger ces deux paramètres pour obtenir un résultat esthétique satisfaisant tout en conservant un maximum ses propriétés mécaniques.

Quatre axes ont été importants en ce qui concerne les nouvelles générations de zircone pour aider à améliorer leurs capacités optiques :

- La **diminution des porosités** : elles peuvent être intra-granulaires ou inter-granulaires et représentent la principale cause de diffusion de la lumière. Ceci s'explique par la différence d'indices de réfraction entre l'air et la zircone (50, 57).
- La **composition de la poudre** : lors du frittage des éléments dopants sont ajoutés à la poudre de zircone pour diverses raisons (e.g., modifier la température de frittage, la microstructure). Les trois éléments qui vont être importants pour les nouvelles zircons esthétiques vont être : *l'alumine*, le *lanthane* et *l'yttrium*.

La première étape a donc été d'abaisser le pourcentage d'alumine (permettant d'abaisser la température et le temps de frittage) qui représente un centre de diffusion important (58, 59).

Une stratégie développée par Zhang *et al.* (60, 61) propose l'ajout du lanthane, ion trivalent ayant un rayon plus grand que la zircone. Il va permettre une ségrégation de l'alumine et du lanthane aux niveaux des joints de grain (interface entre deux cristaux de même structure cristalline). Cette stratégie permet de diminuer les porosités et la biréfringence aux niveaux des joints de grains.

Pour finir, l'augmentation de la teneur en yttrium a permis d'obtenir des matériaux en quantité accrue de phase cubique qui est non biréfringente contrairement à la phase tétragonale de la zircone. En effet, l'augmentation du taux d'oxyde d'yttrium de 3% mol jusqu'à 5% mol permet de créer une zircone partiellement stabilisée à 50% de phase cubique. La phase cubique de la zircone est isotrope (l'intensité lumineuse est la même dans toutes les directions), ce qui diminue la diffusion de la lumière aux joints de grains (44, 62, 63). La zircone apparaît donc plus translucide (64, 65).

- La **taille des grains** : dans les matériaux contenant une matrice, plus le grain est petit, meilleure sera la diffusion de la lumière et donc la translucidité. La zircone possède une structure polycristalline et ne va donc pas réagir de la même manière. Le nombre de joint de grain affecte la translucidité car augmente la biréfringence et dépend de la taille moyenne des grains. Il va être recherché une taille de grain adéquate pour diminuer le nombre de joint de grains (il diminue quand la taille des grains augmente). En revanche, la taille des grains ne doit pas être trop importantes sinon la biréfringence venant de la structure tétragonale de la zircone abaissera alors la translucidité. Une balance doit être faite. Avec les modifications d'apport des dopants et l'augmentation de la phase cubique, ce facteur devient moins

important dans la zircone des temps modernes ; la porosité, la présence de phase cubique, et la densité finale prennent le dessus. Des études récentes ont montré que la translucidité pouvait être plus élevée même avec des grains plus gros (66, 67).

- Le **frittage** : la température et le temps de frittage vont affecter les propriétés optiques de la zircone. Les études portant sur une température de frittage plus élevée démontrent une translucidité accrue (66). La taille des grains est pourtant augmentée, mais comme vu précédemment, ce n'est pas un critère essentiel. Cela entraîne également une élimination des porosités ainsi qu'une augmentation de la densité, ce qui va agir fortement sur l'augmentation de la translucidité. La température doit cependant rester entre 1400 et 1550°C selon les études, car une température trop élevée peut entraîner des fissures au niveau des limites de grains et donc une diffusion de la lumière modifiée (54).

Ainsi les nouvelles compositions de zircone aux propriétés esthétiques optimisées ont vu le jour. Les formulations monolithiques ultra ou hautement translucides contiennent 3 à 8% en mole d'yttrium, ce qui donne des matériaux de structure, de propriétés optiques et mécaniques différentes (67).

Ces dernières années, *Kuraray Noritake Dental* lance une nouvelle gamme originale de zircone intégrant une technologie multicouche, la gamme KATANA™. Cette dernière fait partie de ces nouvelles générations de zircone. Elle est commercialisée sous forme de 4 types de disques (figure 5). Chaque disque va avoir une teneur en oxyde d'yttrium différente jouant ainsi sur la proportion de phases cubiques dans la structure polycristalline et donc sur la translucidité. Ainsi on va trouver des disques à 3mol% pour HT, 4mol% pour ST et 5mol% pour UT (68).

Parmi elle, la Zircone KATANA™ HTML (High translucent Multi layered) a attiré notre attention. Elle présente cette structure innovante à quatre couches qui paraît reproduire les nuances de teintes de la dentition naturelle. Ajouté à cela, elle affiche d'excellentes propriétés mécaniques avec une résistance à la flexion de 1125 Mpa. *Kuraray Noritake Dental* semble en mesure de nous proposer aujourd'hui des Full Zircone teintées dans la masse avec un dégradé cohérent pour nos restaurations. À l'ère du numérique, elle nous permet un gain de temps considérable : une fois l'empreinte réalisée et les informations transmises au laboratoire, il suffit uniquement de l'usiner puis de la sintériser ; les étapes fastidieuses de montage en stratification sont éliminées, tout en obtenant un rendu esthétique impressionnant.

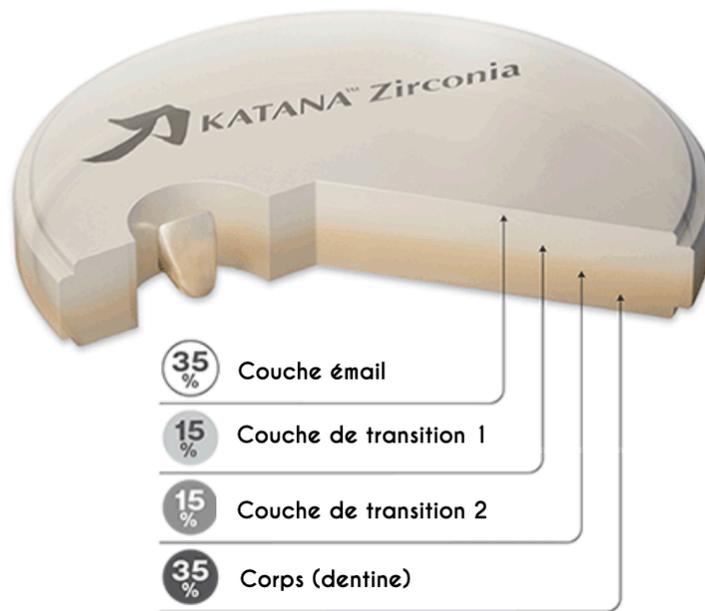
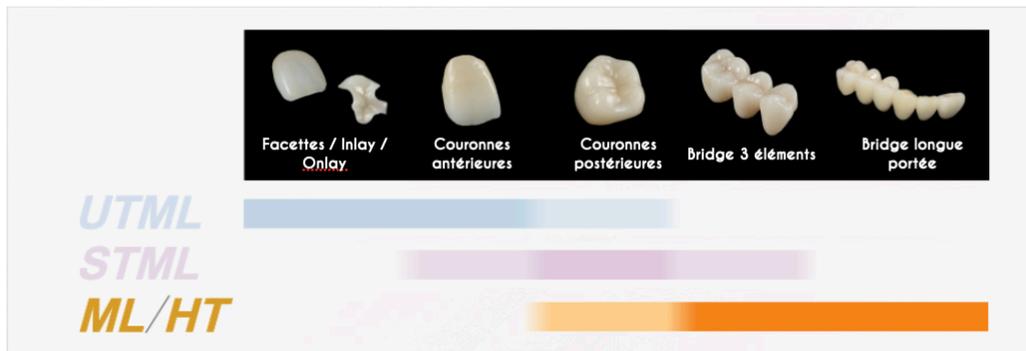


Figure 5 : gamme KATANA™ Zirconia. Les différents types de disques et leurs champs d'opération (haut), composition d'un disque (technologie multicouches (bas)) (69).

Au début des années 2000, lorsque la zircone fait son apparition en dentisterie, elle était un matériau résistant mais opaque avec une teinte peu naturelle. 20 ans plus tard, les avancées technologiques et matérielles ont fait de cette céramique cristalline une solution prothétique très esthétique et durable pour une multitude d'applications. La gamme KATANA™ Zirconia (*Kuraray Noritake Dental*) indique cette direction et semble pouvoir être intégrée quel que soit le traitement restaurateur.

Avec des avantages cliniques importants, un confort et une satisfaction pour le patient, un aspect économique abordable et une optimisation de l'hygiène. Nous développerons la thérapeutique de bridge collé mono-ailette confectionné en zircone KATANA™ HTML dans une seconde partie avec le cas de la jeune Christiane (14 ans) présentant une agénésie canine.

2 CAS CLINIQUE

Nous présentons le cas d'une jeune patiente en fin de traitement orthodontique consultant dans le but de palier l'agénésie de sa 23. Le remplacement prothétique d'une canine maxillaire chez l'adolescent est délicat en raison des fortes contraintes esthétiques et fonctionnelles. Le praticien doit alors élaborer un plan de traitement, éventuellement multidisciplinaire, en s'appuyant notamment sur des examens complémentaires (e.g., radiographies, cires de diagnostic). Les éventuelles déficiences osseuses en regard de l'édentement sont évaluées dans les trois plans de l'espace. Si la croissance osseuse n'est pas finie, la solution implantaire pour le remplacement de la canine est prématurée. Dans un contexte de thérapeutiques fixes, le recours au bridge collé est une alternative séduisante à l'implant antérieur. Les nouvelles générations de zircone et notamment la gamme KATANA™ créée par *Kuraray Noritake Dental* nous permet une réalisation de ce cas par flux numérique complet, multi-attaches en place, alliant esthétique et résistance mécanique.

2.1 Anamnèse

Christiane (14 ans) s'est présentée au CHU de Bordeaux pour palier une agénésie canine maxillaire gauche. Elle est non fumeuse, en bonne santé et ne présente aucun antécédent médical. Elle est en fin de traitement orthodontique et nous fait part de sa forte demande esthétique et de son souhait d'un traitement rapide pour pallier son édentement à la dépose de son traitement multi-attaches. Elle ne désire pas de solution amovible.

L'âge de la patiente ne nous permet pas d'entrevoir un traitement implantaire, contre-indiqué au vu de la croissance maxillaire non achevée (14, 70).

2.2 Analyse clinique

2.2.1 Examen exobuccal/endobuccal

L'examen *exobuccal* n'objective aucune anomalie. Concernant l'examen du sourire, la patiente présente une ligne du sourire de Classe III selon la classification de Liébart *et al.* (71), paramètre favorable à notre restauration (figure 6).

L'examen *endobuccal* nous permet de constater des dents saines, aucune lésion carieuse n'est détectée et une restauration étanche de type résine composite est objectivée sur la 26. L'indice de

plaque est faible à modéré ; une motivation à l'hygiène et un assainissement devront être réalisés. Aussi, les brackets sont toujours en place (figures 7 et 8).

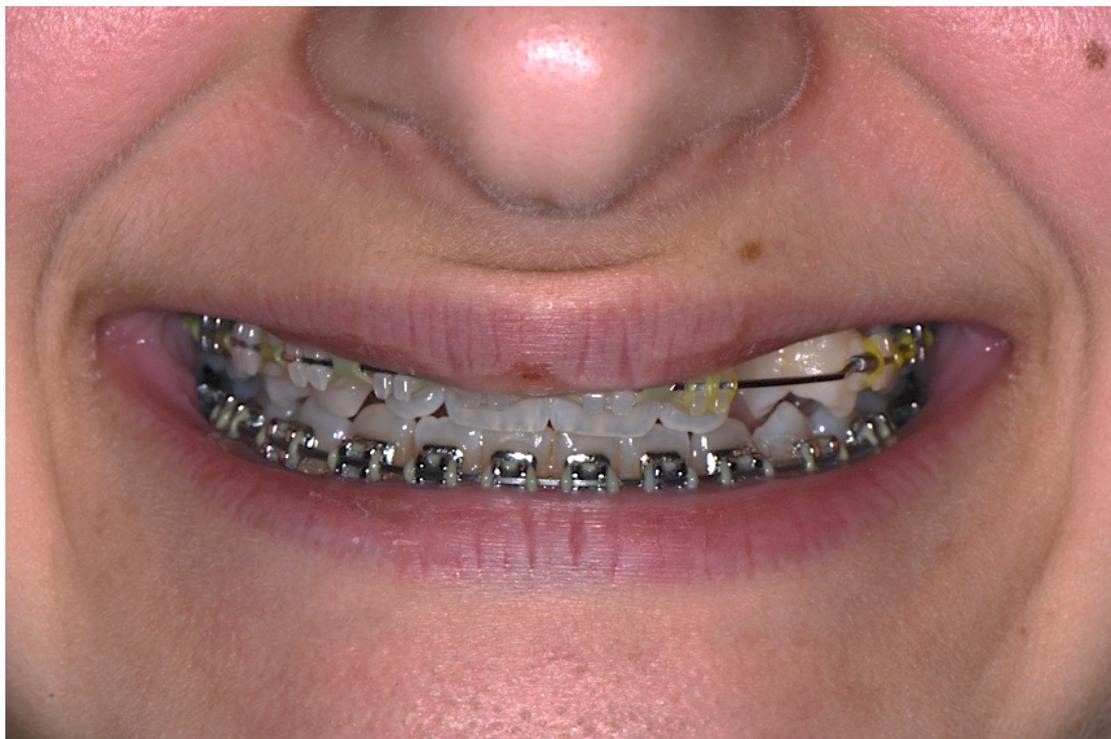


Figure 6 : situation initiale, vue du sourire.



Figure 7 : situation initiale, vue du sourire gauche.



Figure 8 : situation initiale, vue endobuccale.

2.2.2 Examen de la zone à traiter

L'agénésie se situe en position de 23 (figure 9A). La zone édentée est recouverte d'une fibromuqueuse ferme et adhérente. L'espace prothétique est optimal avec une largeur et une hauteur suffisante pour accueillir une canine de morphologie normale. La bosse canine est effacée du fait de l'agénésie, mais ne constitue pas un obstacle esthétique (figure 9B).

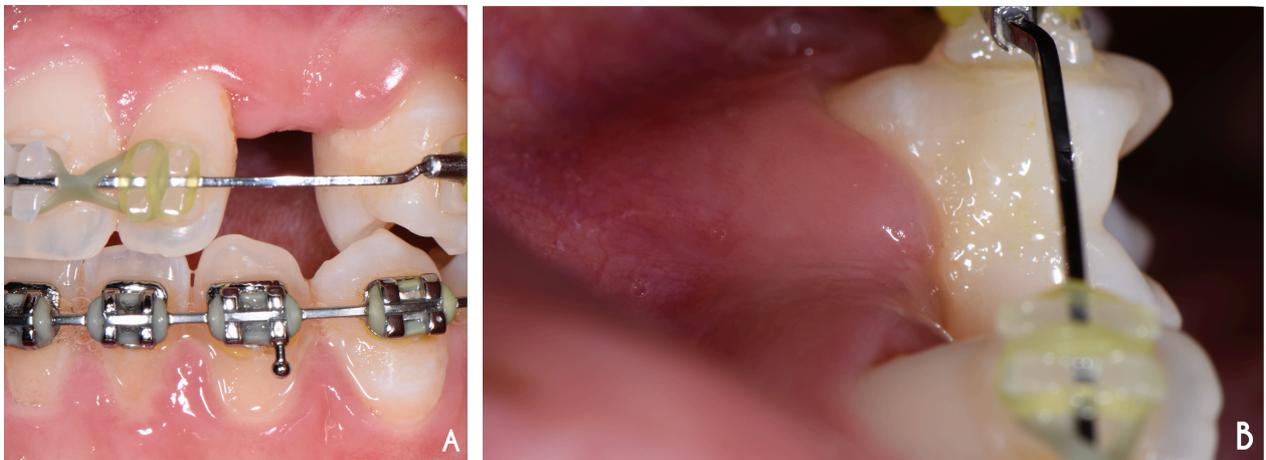


Figure 9 : situation initiale. A. vue de la zone à traiter B. Focus au niveau de la zone édentée, la bosse canine est effacée du fait de l'agénésie.

2.2.3 Examen des dents bordants l'édentement

L'examen de ces deux dents révèle un indice de Le Huche plus élevé pour la 22 que pour la 24. L'incisive latérale présente un faible diamètre mésio-distal, tandis que la prémolaire, selon le plan coronal, est en rotation distale.

L'analyse radiographique révèle un os dense au niveau de l'édentement ainsi qu'un ancrage très satisfaisant des dents adjacentes, aucun épaissement desmodontal n'est noté. La 24 présente une racine longue et ainsi un rapport racine/couronne clinique favorable.

2.2.4 Examen occlusal

L'examen occlusal révèle une OIM stable avec classe I canine et molaire. En dynamique, nous notons une fonction canine secteur 1/4 et une fonction de groupe secteur 2/3 avec une prise en charge équilibrée de 24 et 25. En revanche, les milieux inter-incisifs ne sont pas totalement alignés, nous constatons un surplomb et un recouvrement très faible (< 1mm). La patiente refusant catégoriquement la continuité du traitement orthodontique cette situation occlusale ne sera pas amener à évoluer.

2.3 Diagnostic, proposition thérapeutique et impératifs de conception

L'hygiène de la patiente est bonne dans un contexte de multi-attaches, mais perfectible. L'édentement de 23 permet une restauration avec une canine prothétique de dimension comparable à la 13. L'absence de bosse canine ne nécessite pas de réaménagement des tissus parodontaux, notamment en raison de son masquage lors du sourire ; de plus, aucune chirurgie n'est souhaitée par la patiente. La 24 présente suffisamment de surface de collage et la fonction de groupe purement prise en charge par les prémolaires en diduction protégera la prothèse des forces transversales. Après cette analyse minutieuse, la proposition thérapeutique est celle d'un bridge collé mono-ailette zircone prenant appui sur la 24.

2.3.1 Choix de l'appui dentaire

L'analyse macroscopique et radiographique des dents bordants l'édentement canin a révélé que la 22 n'était pas favorable comme choix support tant au niveau de sa morphologie que de sa propension au collage. La position et orientation de la 24, sa surface disponible au collage plus importante ainsi que l'analyse radiographique (rapport racine/couronne clinique favorable) nous amène à privilégier la prémolaire comme dent support.

2.3.2 La préparation de la prémolaire

Les impératifs de préparation décrits pour l'incisive centrale par Kern (30) sont transposés et adaptés à la préparation de notre prémolaire (72, 73) (figures 10 et 11). La préparation de la dent support doit permettre une stabilité de la prothèse dans les deux plans perpendiculaires à l'axe d'insertion. Ses limites se situent en position supra-gingivale et elle est strictement amélaire. Afin d'optimiser le collage, la préparation sera pensée sur une surface tissulaire la plus étendue possible. Sont successivement réalisés :

- Un *épaulement* à angle interne arrondi (E) en position supra-gingivale et d'une épaisseur de 5-6/10^{ème} de mm. Pour optimiser la surface de collage, la limite cervicale s'étend du point le plus distal, parcourt la face palatine et remonte le long de la face mésiale pour rejoindre la crête marginale. Cet épaulement participe à la stabilisation et rigidité du bridge. Cette préparation permet de limiter le surcontour prothétique au niveau des limites et guide le prothésiste dans la conception.

- Une *corniche palatine* (C). La corniche occlusale décrite par Kern s'oppose aux forces de clivage et de pelage du joint collé. Dans un souci d'économie tissulaire, la cuspide palatine est préservée et la limite haute de notre préparation s'arrête avec un aplat remplissant ce même rôle. La préparation de la surface palatine amenée à être recouverte par l'ailette relie donc la corniche à l'épaulement et n'est réalisée que dans le but de coller sur de l'émail prismatique (élimination de la couche aprismatique de 30 μ m limitant le collage).

- Une *boîte de connexion proximale* (B) en regard de l'édentement. La boîte assure une épaisseur satisfaisante de connexion avec l'intermédiaire (idéalement 6 mm²: longueur de 3mm x largeur de 2mm avec une hauteur de 0,8 à 1mm). Elle doit garantir une résistance indispensable dans cette région de hautes contraintes mécaniques.

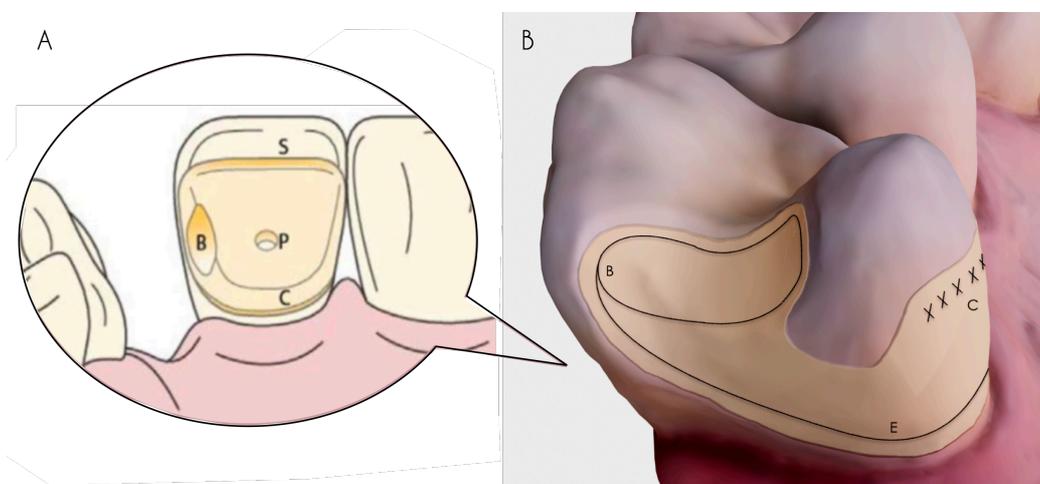


Figure 10 : préparation de la dent support. A. schéma pour la préparation d'une incisive centrale (d'après Kern et al. (30)) B. schéma pour la préparation d'une prémolaire (Schéma originale de Léa Massé). S, C : corniche occlusale ; C, E : épaulement à angle interne arrondi ; B : boîte proximale ; P : puits de repositionnement.

Le *puit de repositionnement* décrit par Kern comme ayant un rôle d'agrafe de renfort a été abandonné dans notre préparation. Concernant l'incisive centrale, sa situation va permettre de s'opposer au bras de levier provoqué par les forces s'exerçant sur le pontic en extension et assure la rétention et la stabilisation du bridge cantilever. Aussi, il permettra d'optimiser le collage en constituant un élément de stabilisation évitant la rotation de la prothèse. La situation et l'axe de la boîte de connexion dans la préparation-prémolaire nous permet de privilégier la conservation tissulaire et d'abandonner cet élément de préparation.



Figure 11 : vue endobuccale de la préparation de la 24.

2.4 Étapes cliniques

La thérapeutique a été réalisée en 3 séances :

- **1^{ère} séance clinique :**

Une motivation à l'hygiène et un assainissement parodontal sont réalisés. Suivent la *préparation*, *l'empreinte* et le *choix de la couleur*.

→ La prise d’empreinte

L’empreinte numérique est effectuée avec un scanner intra-oral Trios 3 (3Shape), multi-attaches encore en place (figure 12).



Figure 12 : empreinte optique réalisée multi-attaches encore en place.

La transition entre le mode couleur et mono-teinte permettra de mieux apprécier la préparation (figure 13). Une Optragate® (Ivoclar Vivadent) est mise en place pour écarter les joues et faciliter l’empreinte. Les arcades sont séchées. La stratégie de scannage recommandée par le fabricant consiste à enregistrer d’abord les faces occlusales, puis occluso-palatines avec une angulation à 45°, et enfin les faces vestibulo-occlusales. L’antagoniste, l’occlusion statique et cinématique sont enregistrés à leur tour, et envoyés au prothésiste (Laboratoire Bertin, Bordeaux). La teinte est suggérée par le logiciel 3Shape et confirmée avec un teintier Vita traditionnel (3D Master® (VITA)).



Figure 13: focus sur la dent préparée. L’affichage mono-teinte révèle les détails de la préparation sur 24.

→ Choix des matériaux de restauration et d'assemblage

Le matériau choisi a été la Zircone KATANA™ HTML (High translucent Multi layered), de *Kuraray Noritake Dental*. Un disque KATANA™ HTML de teinte B2 a été choisi. On va utiliser le composite d'assemblage PANA VIA V5 pour le collage, colle développée également par *Kuraray Noritake Dental*.

• 2^{ème} séance clinique :

Elle va comporter *l'essayage* et la *validation* esthétique.

→ Essayage

Nous vérifions l'ajustage de l'ailette et de la connexion et nous veillons à ce qu'il n'y ait pas de bascule (figure 14). Une vérification en occlusion avec papier à articuler met en évidence l'absence de contact à la fois sur le pontic et également au niveau de la connexion. Dans le cas contraire, le bridge devra être renvoyer au laboratoire pour polissage.

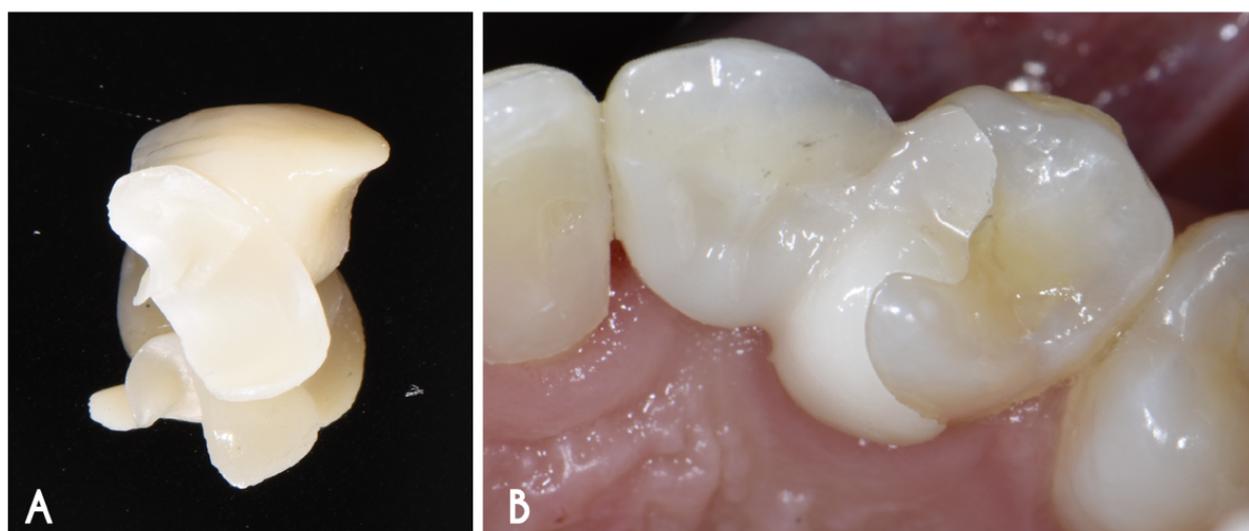


Figure 14 : A. bridge collé mono-ailette canin full zircone KATANA™ HTML (Kuraray Noritake Dental). B. essayage du bridge ; vérification de l'ajustage parfait de l'ailette et de la connexion.

→ Validation esthétique

La forme et la couleur du pontic sont validées avec la patiente. La technologie multicouche offre d'impressionnants résultats esthétiques. Elle permet de supprimer dans de nombreux cas les étapes fastidieuses de stratification. Notre bridge a été demandé en monolithique ; sa réalisation correspond uniquement à un usinage suivi d'une sinterisation.

• 3ème séance clinique :

Elle correspond à *l'assemblage* de notre bridge canin. Cette séance comprend 4 étapes :

1
Étanchéification des surfaces à coller



Après nettoyage minutieux des surfaces dentaires, mise en place du **champ opératoire** permettant d'isoler et protéger les surfaces à coller des contaminants et fluides extérieurs (*la digue doit être la plus fine possible pour ne pas gêner l'insertion de bridge*). Nous veillerons à ce que la limite soit correctement dégagée.

L'utilisation de ligatures et/ou digue liquide parfont l'isolation.

2
Préparation de la céramique

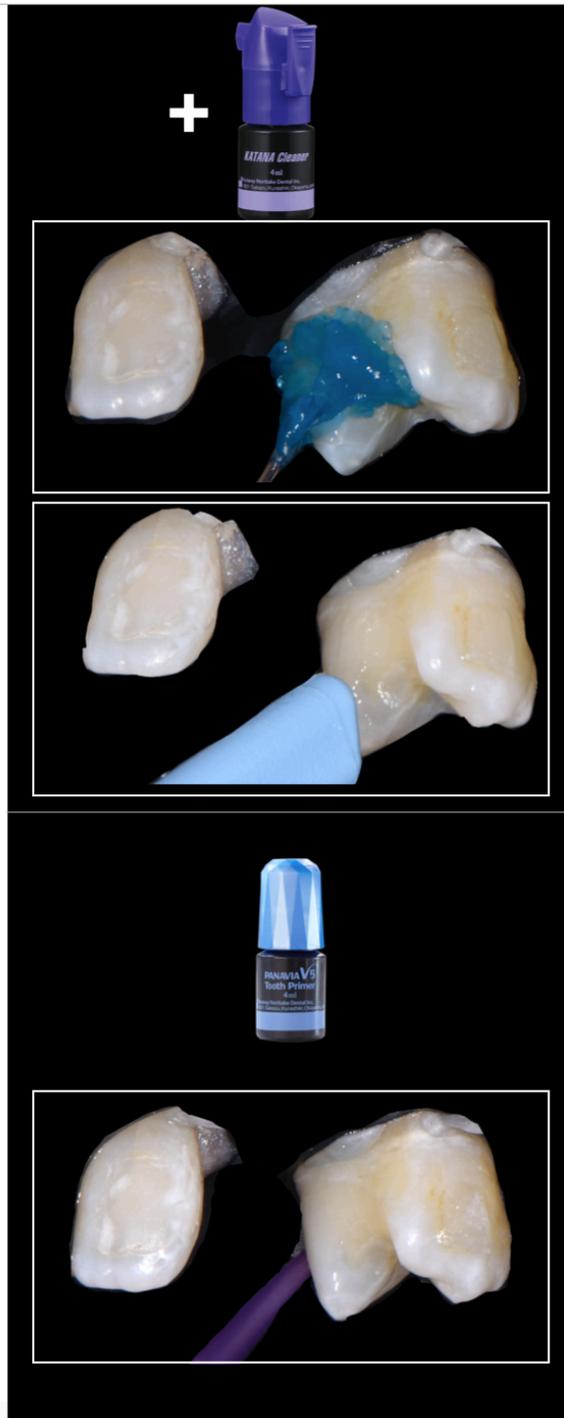


Après l'essayage de la pièce sous digue, un **sablage** est réalisé (Cojet® (alumine recouverte de silice) 30 microns, pression 2,5 bars). *Le pontic a été protégé à l'aide de cire afin de ne pas altérer la glazure*. L'ailette reçoit ensuite une application de **KATANA™ Cleaner** pendant 10 secondes, suivie d'un rinçage abondant et d'un séchage.

L'application énergétique de **CLEARFIL™ CERAMIC PRIMER PLUS** à l'aide d'une microbrush (60 secondes), suivie d'un séchage clôturé la préparation de notre pièce zircone.

Le **CLEARFIL™ CERAMIC PRIMER PLUS** est un primer universel stable contenant deux monomères : 10-MDP et silane. Le 10-MDP présente une affinité importante pour la zircone.

3
Préparation des
tissus dentaires



Après nettoyage de la surface amélaire à la ponce, l'utilisation du **KATANA™ Cleaner** est également recommandé. Avec son pH de 4,5 il peut aussi être utilisé en intra-oral.

Un mordantage à l'**acide orthophosphorique (37%)** est ensuite réalisé pendant 30 secondes. La surface est abondamment rincée puis séchée.

Le mordantage va permettre de créer des microporosités en déminéralisant des prismes d'émail. Il augmente ainsi la surface d'adhésion en optimisant la mouillabilité de surface et potentialise ainsi la cohésion physique et micromécanique des tissus et matériaux d'assemblage.

Application du **PANAVIA™V5 Tooth Primer** pendant 20 secondes sur la dent et séchage. Il présente lui aussi du 10-MDP et agit comme un activateur de prise pour le composite d'assemblage PANAVIA™ V5.

Assemblage du
bridge

4



Application de la résine de collage **PANA VIA™ V5** sur l'ailette et mise en place de la pièce prothétique en veillant à son bon positionnement. Retrait des excès, à l'aide d'un pinceau.

La technique flash qui consiste à photopolymériser 1 à 2 secondes la colle pour ensuite éliminer les excès à la sonde est éliminée car elle déchire le joint et crée des hiatus.

Une photopolymérisation de 20 secondes initie la fixation définitive de notre pièce, notre lampe est positionnée en vestibulaire afin d'orienter la rétraction de polymérisation de l'ailette et connexion vers la dent. Une photopolymérisation de 20 secondes par face est ensuite renouvelée trois fois.

Le polissage du joint sous champ opératoire complète l'assemblage.

Une étape de polissage du joint finalise notre assemblage. A la dépose du champ opératoire, le bridge apparaît très saturé dû à la déshydratation des dents adjacentes. Un contrôle d'occlusion avec papier à articulé termine l'intégration fonctionnelle de notre prothèse. Nous vérifions que même après collage, le pontic et la boîte de connexion sont libérés de toutes contraintes occlusales (figure 15).

Le contrôle à une semaine permet d'apprécier la bonne intégration esthétique du bridge. La patiente est très satisfaite (figure 16).

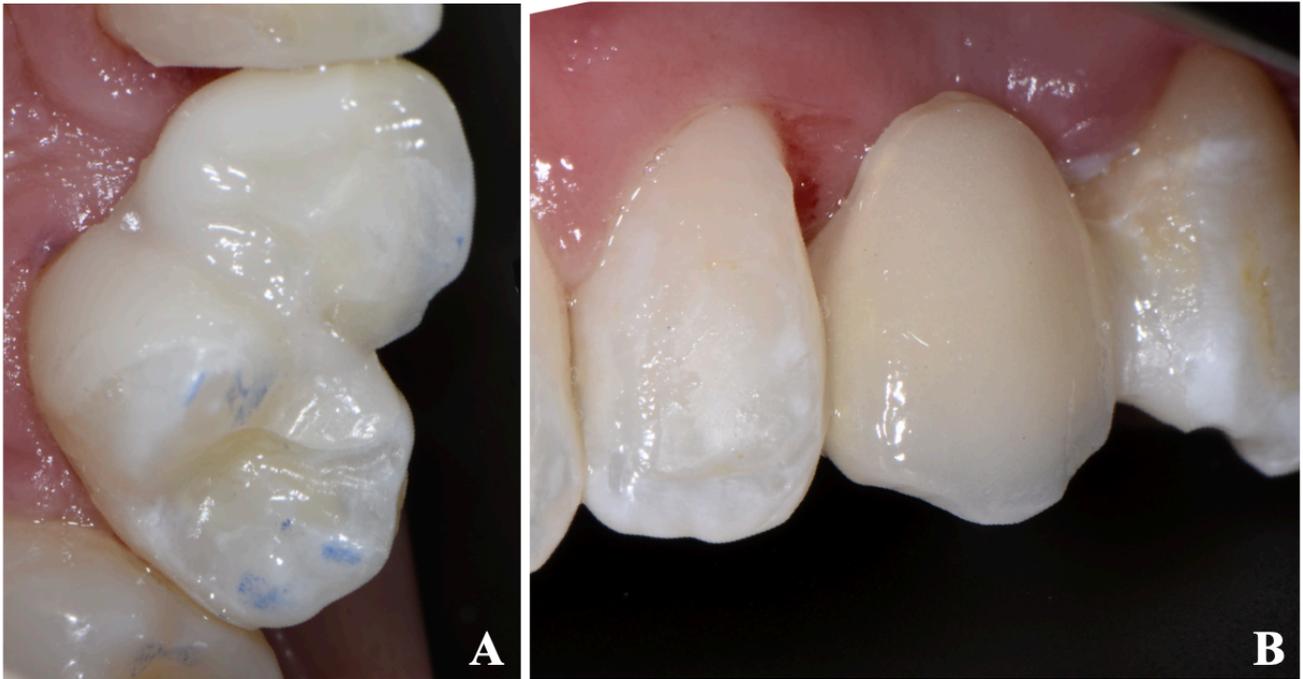


Figure 15 : situation finale après assemblage et dépose du champ opératoire. A. Contrôle d'occlusion statique et dynamique. Aucun contact n'est objectivé sur la prothèse. B. En vue vestibulaire, le bridge apparaît très saturé, il faudra attendre quelques jours avant la réhydratation des dents adjacentes pour noter l'intégration esthétique de notre bridge.



Figure 16 : contrôle à une semaine. La patiente nous fait part de sa satisfaction ; en effet nous pouvons noter, en vue du sourire, la bonne intégration esthétique du bridgé collé canin en position de 23.

- **Suivi et maintenance :**

Le **contrôle à 6 mois** confirme l'intégration esthétique de notre bridge Full zircone (figure 17 et 18). Une légère inflammation gingivale est notée au niveau du pontic, le passage facilité de la brosse à dents est réexpliqué à la patiente. Son accès facilité garantit une hygiène contrôlée et efficace (figure 19).



Figure 17 : vue vestibulaire. Contrôle à 6 mois.



Figure 18 : vue vestibulaire avec focus sur le bridge canin. On peut noter la bonne translucidité du bord libre du pontic.



Figure 19 : explication du passage de la brosse sous le pontic afin de contrôler l'hygiène et gérer l'inflammation gingivale légère existante.

3 DISCUSSION

3.1 L'âge un frein à l'implantologie

Un implant ostéointégré va se comporter comme une dent ankylosée. Son évolution ne va pas suivre le processus alvéolaire des dents concomitantes. Cela peut entraîner des infra-positions avec le temps, qui seront préjudiciables au niveau esthétique et fonctionnel. La pose d'implant est donc contre indiqué chez toute personne n'ayant pas terminé leur croissance. De nombreuses études parlent de 15-16 ans chez la fille et 17-18 ans chez les garçons (72, 76).

Toutefois, certains auteurs sont en désaccord ; une étude de Aarts *et al.* avance une stabilité des maxillaires entre 18 et 22 ans mais décrit également une croissance résiduelle chez 20% des patients (75). Une étude de 2004 de Bernard *et al.* a montré que sur 28 patients divisés en 2 groupes (groupe 1 : 15-21 ans et groupe 2 : 40-55 ans) ayant reçu un implant antérieur, une croissance résiduelle était significative dans les deux groupes. En effet les résultats ont montré une infraclusion de l'implant sur le groupe jeune variant de 0,1 à 1,66 mm mais également une différence verticale de 0,12 à 1,86 mm entre les dents adjacentes et la couronne implanto-portée sur le deuxième groupe (76). Cette étude a non seulement montré l'impact de la croissance sur la position de l'implant dans le groupe 15-21 ans mais avance également une croissance résiduelle même après 40 ans avec un décalage vertical de la couronne implantaire par rapport aux dents adjacentes avec une valeur maximale plus importante que celle du décalage retrouvé dans le premier groupe.

Notre patiente a 14 ans, nous sommes sûrs que la croissance de ses maxillaires n'est pas terminée. En revanche savons-nous réellement l'âge auquel cette croissance s'arrête ? Les études précédentes ont montré que les dysharmonies esthétiques et fonctionnelles des implants pouvaient être un problème et cela au-delà même de 40 ans. La thérapeutique de bridge collé pourrait être considérée non plus en thérapeutique transitoire mais comme alternative fiable et esthétique en comparaison à l'implant unitaire mis longtemps au-devant de la scène.

3.2 Choix du matériau

La canine se trouvant en secteur esthétique, le choix de matériau aurait pu se porter sur une vitrocéramique renforcée (e.g., emax® (*Ivoclar Vivadent*)) également décrite dans la littérature pour la réalisation de bridges collés cantilever céramiques. Cependant comme vu précédemment, les

nouveaux matériaux zircone présentent d'excellentes propriétés optiques rejoignant l'esthétisme des vitrocéramiques. De plus, elles ont des propriétés mécaniques nettement supérieures. Le matériau choisi a été la Zircone KATANA™ HTML (High translucent Multi layered), commercialisée en septembre 2019 par Kuraray Noritake Dental. Sa structure innovante à quatre couches mime les nuances de teintes de la dentition naturelle. Elle montre d'excellentes propriétés mécaniques avec une résistance à la flexion de 1125 Mpa.

Les disques KATANA™ HTML existent en 14 teintes différentes (figure 20). Pour ce cas clinique en particulier, la rapidité d'exécution était un paramètre important. Le montage de céramique stratifiée n'étant pas nécessaire avec cette zircone multicouche, le bridge collé monolithique teinté dans la masse n'a nécessité qu'une étape d'usinage et de sinterisation. Un gain de temps a été possible et sans perdre en esthétisme.



Figure 20 : types de teinte pour la KATANA HTML.

Nous avons retenu 3 études comparant la translucidité de la zircone KATANA™ ainsi que sa résistance mécanique avec le disilicate de lithium.

Deux méthodes courantes ont été utilisées pour jauger la translucidité des matériaux dans ces études (38, 54) :

- La **transmittance lumineuse (Tt)** : elle va se calculer par le rapport entre la lumière entrant et la lumière sortant par le matériau. La transmission est souvent retransmise sous forme de pourcentage. Elle est calculée comme suit :

$$T=I/I_0$$

Où I_0 est l'intensité du rayonnement incident et I est l'intensité transmise.

- La **méthode de paramètre de translucidité (TP)** : les calculs sont directement effectués à partir de la différence de couleur entre un matériau d'épaisseur égale sur fond blanc et sur fond noir. Le TP est mesuré selon la formule suivante :

$$TP = [(L_b - L_w)^2 + (a^*_b - a^*_w)^2 + (b^*_b - b^*_w)^2]^{1/2}$$

Cette formule dépend de l'espace chromatique CIE lab^2 . L est la clarté dérivant de la luminance³ de la surface ; a et b sont des points de coordonnées correspondant respectivement aux coordonnées rouge/verte et coordonnées jaunes/bleues ; b et w font référence au fond blanc (w) ou noir (b).

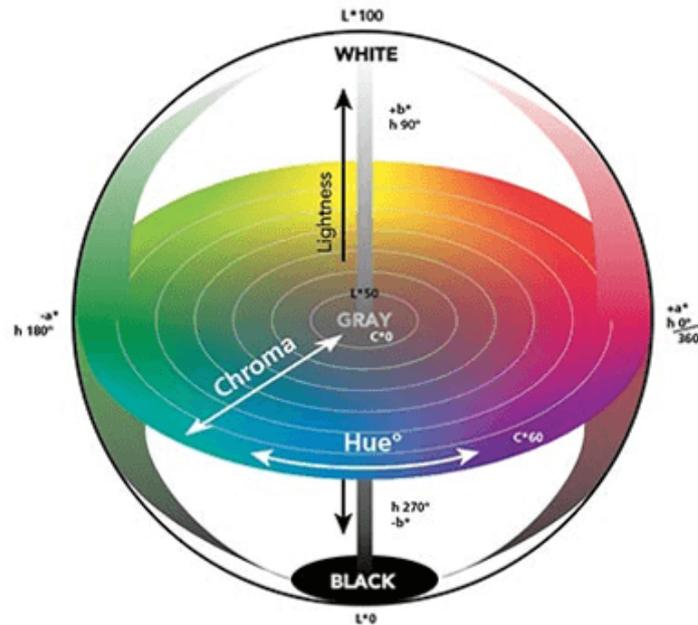


Figure 21 : espace chromatique CIE Lab.

TP et Tt sont les propriétés optiques les plus courantes étudiées pour quantifier la translucidité des céramiques en zircone monolithique (54). A ce sujet, nous avons retenues trois études :

- L'étude de Young-Eun Cho *et al.* est menée sur 80 échantillons. Le matériau de référence utilisé pour la vitrocéramique renforcée au disilicate de lithium est le Rosetta SM (*Hass Corp*, Gangeung, Corée). La teinte de tous les spécimens est A2. Les échantillons sous forme de disque ont été séparés en plusieurs groupes de 10 selon deux épaisseurs de 0,8 mm ou 1,5 mm. Leurs valeurs CIE Lab ont été mesurées au centre des échantillons sur fond noir et blanc à l'aide d'un spectrophotomètre, et les valeurs des paramètres de translucidité (TP) ont été déterminées (68).
- L'étude de Kosuke Harada *et al.*, 5 échantillons de zircone sont étudiés, dont 3 zircons KATANA™. Ils sont comparés à un échantillon de vitrocéramique renforcée au disilicate de

² Espace de couleur particulièrement utilisé pour la caractérisation des couleurs de surface.

³ Grandeur correspondant à la sensation visuelle de luminosité d'une surface.

lithium représenté par emax[®] CAD LT (*Ivoclar Vivadent*). La transmittance totale de la lumière (Tt%) est calculée à l'aide un spectrophotomètre parmi tous les échantillons de 1 mm d'épaisseur (77).

- L'étude de Masanao Inokoshi *et al.*, 10 échantillons de 1 mm d'épaisseur ont été étudiés suivant la méthode CIElab pour calculer les paramètres de translucidité (TP). Les barres de résistance à la flexion ont été sectionnées, frittées ou cristallisées, polies et fracturées à 1 mm/min (78).

Le tableau suivant récapitule les résultats de ces trois études :

Echantillons	Matériau	Laboratoire	Composition	Résistance à la flexion (MPa)	TP		Tt%	
					0,8mm	1,5mm	0,5mm	1mm
KATANA [™] HT/ML	Kuraray	Noritake	3Y-TZP (<15% c)	1194+/-	11,58+/-	7,75 ±	28,49+/-	20,18+/-
				111	-0,57	0,57	- 0,14	0,39
KATANA [™] ST/STML	Kuraray	Noritake	4Y-PSZ (>25% c)	748	13,90+/-	11,68 ± 0,23	31,67+/-	21,86+/-
					-0,17		-0,14	0,39
KATANA [™] UT/UTML	Kuraray	Noritake	5Y-PSZ (>50% c)	688+/-159	15,36 ±	12,64 ± 0,19	33,73+/-	23,37+/-
					0,50		-0,13	0,27
E.max [®] CAD LT	Ivoclar Vivadent		LS2	450+/-53			40,32+/-	27,05+/-
							-0,25	0,56
Rosetta [®] SM	Hass Corp		LS2	440	19,18 ±	14,20 ± 0,39		
					0,29			

Tableau 2 : comparaison des propriétés mécaniques et esthétique entre zircone KATANA et disilicate de lithium.

Parmi toutes les KATANA[™], notre choix s'est porté sur la KATANA[™] HTML, c'est celle qui propose les meilleures propriétés mécaniques, point essentiel dans notre cas au vu de la localisation du bridge. Elle propose de très bonnes propriétés mécaniques comparé à l'e.max[®] (*Ivoclar Vivadent*)

et à la Rosetta® SM (*Hass Corp*, Gangeung, Corée). Sa résistance à la flexion est en effet plus de 2 fois supérieure à la céramique vitreuse renforcée au disilicate de lithium. A épaisseur égale, sa transmittance est moindre comparé à l'e.max® (*Ivoclar Vivadent*).

Le choix de la zircone comme matériau d'infrastructure pour notre prothèse est non seulement préférable du fait de la résistance mécanique nettement supérieure de la zircone KATANA™ HTML (env. 1200 Mpa contre env. 450 Mpa pour l'e.max® (*Ivoclar Vivadent*)), mais également au vu des épaisseurs de céramiques qui peuvent être plus faibles. Dans le but d'être le plus conservateur possible, la préparation de la dent support doit être la moins délabrante possible. Les recommandations concernant les impératifs de conception avancent (23, 30) :

- Une épaisseur minimum de l'ailette de 0,5 mm pour la zircone contre 0,8 à 1 mm pour la vitrocéramique renforcée.
- Une section de connexion de 6 mm² contre 12 à 16 mm².

L'utilisation de zircone va dans le sens d'une économie tissulaire plus importante. En revanche, ces directives sont valables pour des restaurations incisives. Elles ne sont cependant pas établies pour le remplacement de canines. **Nous avons donc opté pour une ailette de 0,6mm d'épaisseur et une zone de connexion de 9mm². Ces valeurs restent tout de même inférieures à celle recommandée par une restauration en vitrocéramique renforcée au disilicate de lithium.**

3.3 Choix du système de collage

3.3.1 Le sablage

Malgré tous les avantages de la zircone, son inconvénient majeur reste son faible potentiel d'adhésion. Contrairement à la céramique vitreuse, qui peut être mordancée à l'acide fluorhydrique pour créer des rétentions mécaniques sur la surface, la zircone est inerte à la morsure acide en raison de sa teneur élevée en cristaux et de l'absence de phase vitreuse. Pour tenter d'augmenter la force de liaison entre les composites d'assemblage et la zircone, divers traitements ont été suggérés dans la littérature. On trouve le sablage à l'oxyde d'alumine qui est considéré comme une technique simple, ou un traitement tribochimique. Ce dernier est celui que nous avons utilisé. C'est un sablage réactif consistant à un dépôt de nanosilicates à la surface de notre céramique à coller. Des particules d'alumine recouvertes de silice de 30 µm (*Rocatec™ 3M ESPE* (laboratoire), *Cojet™ 3M ESPE* (cabinet)) sont projetées à une pression de 2,5 bars sur l'ailette zircone. La pression entraîne une

élévation de température permettant la fusion de la silice et de la surface zircone (figure 22). L'application ensuite d'un silane comme promotion d'adhésion améliorera considérablement les valeurs d'adhésion de la restauration (79, 80).

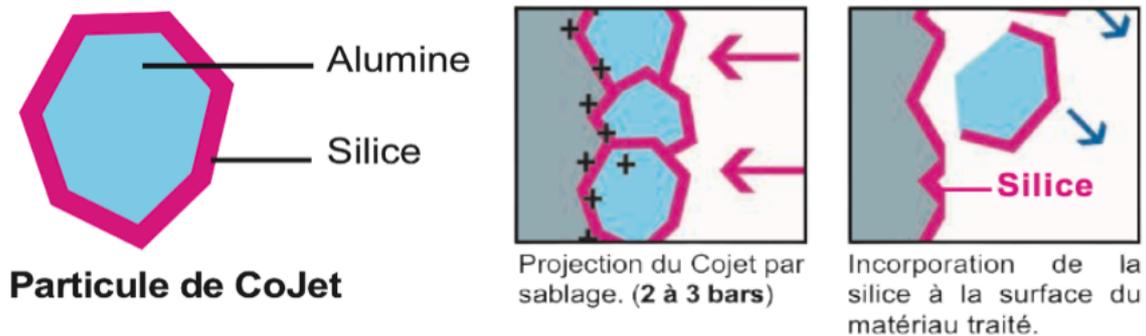


Figure 22 : principe du traitement tribochimique (Cojet™ 3M ESPE, schéma tiré de la brochure publicitaire de SD Etch'air).

3.3.2 L'assemblage

Les composites d'assemblage sont des produits destinés au collage des restaurations indirectes. Ils présentent la même composition de base que les composites d'obturation de la dentisterie restauratrice à la seule différence que les charges sont retrouvées en concentration plus faible (env. 50% en volume). Le taux de charges moins important leur confère une plus grande fluidité. Leur matrice est constituée de monomères de méthacrylate polymérisables, de diméthacrylates et de polyméthacrylates. Selon leur composition chimique on peut les classer en deux sous-familles : les composites d'assemblage sans potentiel adhésif intrinsèque et les composites d'assemblage avec potentiel adhésif intrinsèque. Leur durcissement peut se faire par autopolymérisation, photopolymérisation, ou en mode mixte pour les composites à prise duale (81).

Le composite d'assemblage utilisé pour ce cas est tiré de la gamme PANAVIA™ (Kuraray Noritake Dental) appartenant à la famille des composites à potentiel adhésif intrinsèque. Ces composites sont à proprement parler des colles car ils contiennent des monomères fonctionnels capable d'interagir chimiquement avec les tissus dentaires et les différents supports prothétiques. Parmi ces monomères, le 10-MDP, 10-méthacryloyloxydécyle dihydrogénophosphate (figure 23). Synthétisé pour la première fois dans les années 80 au Japon par les chimistes de Kuraray, c'est un monomère fonctionnel avec deux extrémités jouant un rôle essentiel dans le collage (82) :

- Groupe méthacrylate hydrophobe qui participera à la liaison avec les résines méthacrylates et les ciments.
- Groupe phosphate hydrophile pour le collage aux tissus dentaires, métaux et oxyde de zirconium.

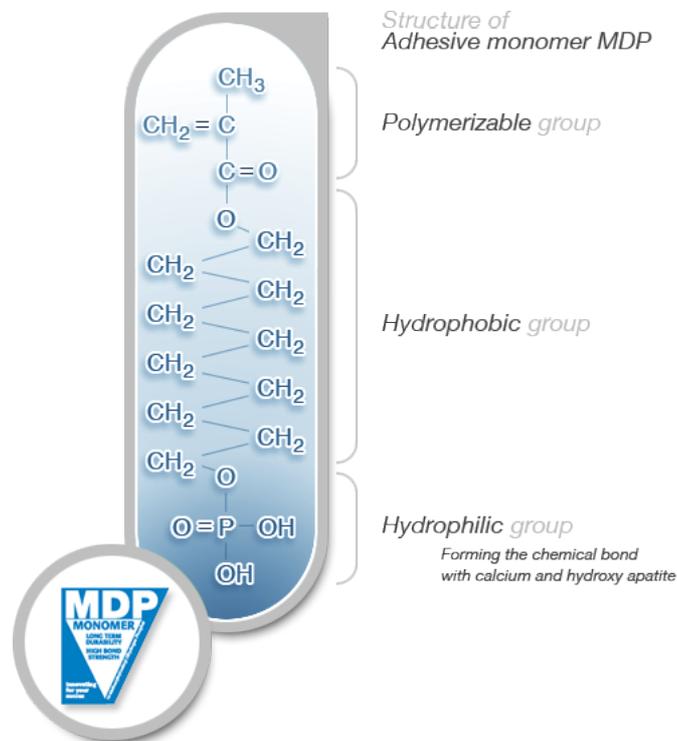


Figure 23 : structure du 10-méthacryloyloxydécyle dihydrogénophosphate issue du site internet de Kuraray Noritake (69).

Le principal avantage du 10-MDP est sa forte affinité avec la zircone. Certaines réactions chimiques peuvent se former entre les groupes hydroxyles à la surface de la zircone et les groupes phosphoriques dans le 10-MDP (82). Kern et Wagner (83) ont évalué le collage de l'YPS : zircone partiellement stabilisée à l'oxyde d'yttrium. Leurs résultats ont démontré l'efficacité de deux agents d'assemblage contenant le MDP pour la liaison à la zircone. Plusieurs chercheurs ont par la suite confirmé que les matériaux composites contenant du MDP ont amélioré la force de liaison à la zircone YPS (84). Aussi, plusieurs études démontrent sa capacité à avoir des liaisons chimiques avec les tissus dentaires par l'intermédiaire d'une liaison calcique avec l'hydroxyapatite (85–87).

Le PANAVIA™ EX représente le premier ciment composite mis sur le marché en 1983 par le laboratoire Kuraray Noritake Dental. Depuis, plusieurs dérivés ont fait surface : PANAVIA™ SA ciment universel, PANAVIA™ 21, PANAVIA™ F 2.0. Nous avons choisi d'utiliser la dernière

évolution sortie qui est le **PANAVIA™ V5**. Cette colle est tout simplement l'évolution du PANAVIA F 2.0 qui est longtemps resté le produit de collage de la zircone sous toutes ses formes prothétiques.

Le système d'assemblage PANAVIA™ V5 comprend trois composants (figure 24) :

- Un **primer céramique** : mélange stabilisé de MDP et silanes
- Un **primer amélo-dentinaire** (non photopolymérisable) de principe SAM (système auto-mordant) : mélange de MDP, d'HEMA et d'autres diméthacrylates hydrophiles.
- Une **pâte d'assemblage** : colle bicomposant duale.

Ajouté à ces trois composants, on peut retrouver le KATANA® Cleaner qui nous permettra une désinfection améliorée de la prothèse mais également de la dent.



Figure 24 : système d'assemblage PANAVIA™ V5.

Nous avons choisi ce coffret pour différentes raisons à commencer bien évidemment par la présence de 10-MDP permettant les liaisons avec la zircone. Il est rapporté que l'application combinée, de revêtement de silice (Cojet™ 3M ESPE), de silane et de MDP (*primer*) est actuellement l'un des systèmes de liaison les plus fiables pour la zircone (88–90). Blatz *et al.* ont démontré l'efficacité d'un liant silane/phosphate pour l'assemblage d'un matériau de restauration en zircone (88). Cette procédure ne nécessite pas nécessairement un autre traitement mécano-chimique avant application de l'agent de liaison silane/phosphate. Tanaka *et al.* ont cependant conclu qu'une force de liaison stable était obtenue sur la zircone KATANA™ recouverte de Rocatec avec l'interaction coopérative du monomère de phosphate et du silane, qui a été analysée au moyen de la spectroscopie photo électronique aux rayons X (90). Ce mécanisme de liaison est sensiblement le même mécanisme que la liaison à la porcelaine feldspathique avec un agent de liaison silane/MDP. Deux autres études avancent que les meilleurs résultats (valeur d'adhésion de 40 Mpa) sont obtenus en combinant

traitement tribochimique (sablage réactif) et application de primer universels (e.g., CLEARFIL™ CERAMIC PRIMER PLUS, Kuraray Noritake Dental) (91).

Également, la pâte d'assemblage du PANA VIA™ V5 est très intéressante par rapport à sa finesse de joint ; en effet, l'épaisseur maximum recommandée de joint de collage dento-prothétique, pour optimiser la résistance de la restauration, est de 50 μm . Cette valeur est parfois difficile à atteindre mais le PANA VIA™ V5 obtient un joint de 12 à 24 μm ⁴ (contre 50 à 68 μm pour NEXUS™ 3 Kerr par exemple) (81). Pour terminer, PANA VIA™ V5 est une colle duale, elle est donc photo- et chémo polymérisable, ce qui est un critère important pour le collage de la zircone. Une étude de Springate et Winchester évaluant deux résines adhésives, l'une photopolymérisable et l'autre chémo polymérisable, souligne que l'aspect opaque de la zircone affecte négativement la liaison avec les agents d'assemblage photopolymérisables. Leurs résultats ont suggéré la sélection d'agents de collage à base de résine chimiquement durcissables pour l'assemblage des restaurations en zircone (92). Notons que le Tooth Primer (*primer* amélo-dentinaire) est activateur de polymérisation du composite PANA VIA™ V5 permettant alors une polymérisation particulièrement efficace quelle que soit la zone concernée.

3.4 L'utilisation d'un flux numérique complet

La CFAO est la conception et fabrication assistée par ordinateur. C'est un ensemble de moyens technologiques coordonnés (CAO : conception assistée par ordinateur, FAO : fabrication assistée par ordinateur) qui vont permettre l'acquisition de données cliniques sous forme numérique puis la modélisation virtuelle (CAO) et enfin la réalisation matérielle d'une restauration sur mesure (FAO). Il existe plusieurs parcours pour la CFAO : direct, indirect ou semi-direct (93,94) (figure 25).

⁴ Mesures effectuées à l'unité de recherches Biomatériaux Innovants et Interfaces URB2i-EA 4462 de l'Université Paris Descartes.

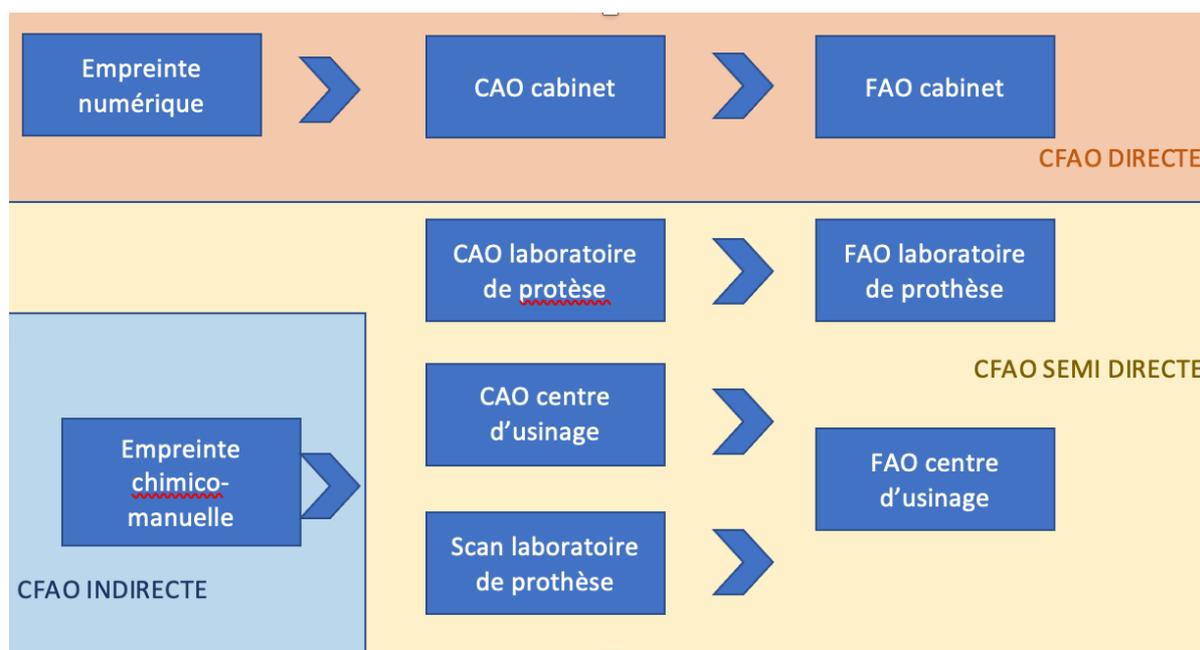


Figure 25 : schématisation des différentes étapes et types de chaînes de la CFAO.

Lorsqu'on utilise une empreinte numérique, on considère alors que l'on est passé par un traitement sous flux numérique complet. L'utilisation du flux numérique complet a été capital dans la gestion du temps, du stress et du confort de la patiente mais également du praticien et du prothésiste (94, 95).

3.4.1 Confort pour le patient

Concernant le patient, l'utilisation de l'empreinte optique représenterait selon certaines études, une charge de stress moins importante (95). En effet la caméra optique va être moins invasive qu'une empreinte conventionnelle où le patient se retrouve avec le porte empreinte et le matériau d'empreinte en bouche, ce qui est souvent peu agréable, surtout pour les jeunes patients ou ceux avec un réflex nauséux important. De plus, le patient peut suivre le déroulement des étapes de son plan de traitement sur un écran ce qui va faciliter sa compréhension et son implication (97).

L'empreinte optique nous a permis dans notre cas de faciliter la réalisation d'un enregistrement multi-attaches en place. Elle fut beaucoup plus aisée dans sa mise en œuvre que si elle avait été réalisée en technique physico-chimique où les brackets auraient dues être protégées pour éviter un déchirement du matériau d'empreinte.

3.4.2 Simplification du travail et de la communication praticien/prothésiste

L’empreinte optique va tout d’abord, si elle est réalisée par un praticien entraîné, être plus rapide. Bien maîtrisée, elle garantit une certaine précision d’enregistrement et permet d’enregistrer diverses fonctionnalités sans passer par de nombreuses étapes cliniques et de laboratoires (98). Elle présente également l’avantage d’un contrôle optimisé de la préparation ainsi que le pouvoir de réviser, *cropper*, corriger l’empreinte au moyen d’une visualisation numérique immédiate. L’envoi est simple, rapide et sans effort ; les étapes de désinfection et de conditionnement ne sont pas nécessaires (97).

Elle optimisera le dialogue entre le praticien et le prothésiste avec des modélisations de traitements possibles. Aussi, des données comme l’occlusion dynamique du patient sont également ajoutées grâce à l’empreinte optique. Dans notre cas, les interférences en propulsion ont pu être évitées grâce à l’enregistrement dynamique proposé par la Trios (3 *SHAPE*). Toutefois, il est regrettable que la diduction, surtout dans un cas de réhabilitation canine, ne puisse être enregistrée.

La gestion de ce cas par un flux numérique complet ainsi que le souhait d’une restauration monolithique a permis au prothésiste de concevoir le dispositif numériquement et de l’usiner directement, sans passer par la réalisation de modèles de travail. L’impact écologique est là encore non négligeable.

Lors de l’assemblage d’un bridge collé, l’utilisation d’un guide de positionnement est vivement conseillée. Ces guides en résine s’appuient sur les dents adjacentes, et permettent de positionner parfaitement l’ailette malgré l’interposition de la colle qui masque les limites. Dans le cadre d’un flux numérique, il est tout à fait possible pour le prothésiste d’en modéliser un après la conception du bridge, puis de l’usiner ou de l’imprimer. Dans ce cas clinique particulier, nous avons fait le choix risqué de nous en passer à l’issue de la séance d’essayage mais il faut garder en tête que l’évolution du numérique aurait permis sa fabrication.

Le choix du tout numérique a permis l’élaboration rapide, efficace, facilité, en présence de traitement orthodontiques en place, de notre thérapeutique de bridge collé mono-ailette canin.

CONCLUSION

L'absence d'une canine est une situation pouvant poser problème au praticien car palier cet édentement reste un challenge esthétique et fonctionnel. Son remplacement constitue un bon exemple de compensation d'édentement unitaire complexe. Lorsqu'une solution amovible n'est pas souhaitée et que les dents bordants l'édentement sont saines, deux alternatives fixes s'offrent à nous : l'implant ou le bridge collé. À travers ce travail, nous avons vu que même au-delà des nombreuses contre-indications que présente une chirurgie implantaire, la croissance reste de toutes les façons un frein à celle-ci. L'âge auquel cette croissance s'arrête ne peut être déterminé avec certitude.

Peu de cas sont relatés concernant les bridges collés canin, du fait de la localisation qui demande un matériau supportant de fortes contraintes mécaniques et une certaine esthétique. L'évolution des matériaux cristallins tels que la zircone ou le développement de nouveaux systèmes d'assemblage permet d'envisager des thérapeutiques comme celle décrite dans cette thèse. À l'ère du numérique et avec les nouvelles générations de zircone (e.g., KATANA™ zirconia, *Kuraray Noritake Dental*) nous avons pu obtenir un excellent résultat esthétique et fonctionnel dans un temps court et répondant aux demandes de notre patiente. Rappelons que la cause d'échec principale pour ce type de restaurations est le décollement. Or, c'est un échec qui reste remédiable et qui peut être géré rapidement. Les qualités mécaniques de la zircone permettent d'épargner le bridge ainsi que la dent support.

Le cas de la jeune Christiane nous montre qu'il n'est pas exclu de pouvoir envisager le bridge collé mono-ailette zircone comme une solution prothétique fiable, rapide et réaliste, à court, moyen terme, en l'attente ou à la place d'une thérapeutique implantaire. Cependant, des études de plus longues durées seront nécessaires afin d'étayer la possibilité d'un pronostic à long terme pour le bridge collé en position canine.

Bibliographie

1. Bassigny F. Manuel d'orthopédie dento-faciale. Paris: Masson; 1991.
2. Matalova E, Fleischmannova J, Sharpe PT, Tucker AS. Tooth Agenesis: from Molecular Genetics to Molecular Dentistry. *J Dent Res.* 2008;87(7):617-23.
3. De Coster PJ, Marks LA, Martens LC, Huysseune A. Dental agenesis: genetic and clinical perspectives. *J Oral Pathol Med Off Publ Int Assoc Oral Pathol Am Acad Oral Pathol.* 2009;38(1):1-17.
4. Shimizu T, Maeda T. Prevalence and genetic basis of tooth agenesis. *Jpn Dent Sci Rev.* 2009;45(1):52-8.
5. Cameron J, Sampson WJ. Hypodontia of the permanent dentition. Case reports. *Aust Dent J.* 1996;41(1):1-5.
6. Nasman M, Forsberg C-M, Dahllof G. Long-term dental development in children after treatment for malignant disease. *Eur J Orthod.* 1997;19(2):151-9.
7. Vastardis H. The genetics of human tooth agenesis: new discoveries for understanding dental anomalies. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2000;117(6):65.
8. Samama Y, Rajzbaum P. Le remplacement de la canine en prothèse : analyse et rapport de cas cliniques. *Actual Odonto-Stomatol.* 2008;(244):317-44.
9. Polder BJ, Van't Hof MA, Van der Linden FPGM, Kuijpers-Jagtman AM. A meta-analysis of the prevalence of dental agenesis of permanent teeth. *Community Dent Oral Epidemiol.* 2004;32(3):217-26.
10. Garcia R. Canine maxillaire absente : du diagnostic à la thérapeutique. *Rev Orthopédie Dento-Faciale.* 2010;44(1):63-82.
11. Tirlet G, Attal JP. Le gradient thérapeutique : un concept médical pour les traitements esthétiques. *L'information dentaire* 2009;41/42:2561– 2568.
12. LEHMANN, Nicolas. Edentement unitaire: de l'observation clinique à la prise de d'écision thérapeutique. (2e partie: illustrations cliniques) *Rev Odont Stomat* 2010;39:79-107.
13. Kafantaris SN, Tortopidis D, Pissiotis AL, Kafantaris NM. Factors Affecting Decision-Making For Congenitally Missing Permanent Maxillary Lateral Incisors: A Retrospective Study. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2020;28(1):43-52.
14. Hwang D, Wang H-L. Medical Contraindications to Implant Therapy: Part II: Relative Contraindications: *Implant Dent.* 2007;16(1):13-23.
15. Hwang D, Wang H-L. Medical Contraindications to Implant Therapy: Part I: Absolute Contraindications: *Implant Dent.* 2006;15(4):353-60.
16. Tolstunov L. Implant Zones of the Jaws: Implant Location and Related Success Rate. *J Oral Implantol.* 2007;33(4):211-20.
17. Bert M. La canine en implantologie. *Actual Odonto-Stomatol.* 2009;(245):37-52.
18. Jin S-H, Park J-B, Kim N, Park S, Kim KJ, Kim Y, et al. The thickness of alveolar bone at the maxillary canine and premolar teeth in normal occlusion. *J Periodontal Implant Sci.* 2012;42(5):173.
19. Han JY, Jung GU. Labial and lingual/palatal bone thickness of maxillary and mandibular anteriors in

- human cadavers in Koreans. *J Periodontal Implant Sci.* 2011;41(2):60.
20. Auroy P, Lecerf J. Réhabilitations prothétiques de la canine. *Rev Orthopédie Dento-Faciale.* 2010;44(2):135-55.
 21. Feher B. The effect of residual craniofacial growth on implants in the anterior maxilla- a long-term cephalometric study. *Clin Oral Implants Res.* 2019;30(S19):7-8.
 22. Mourshed B, Samran A, Alfagih A, Samran A, Abdulrab S, Kern M. Anterior Cantilever Resin-Bonded Fixed Dental Prostheses: A Review of the Literature: Cantilever Resin-Bonded Fixed Dental Prostheses. *J Prosthodont.* 2018;27(3):266-75.
 23. Attal JP, Tirllet G. Le cantilever : une nouvelle géométrie pour le bridge collé. *Revue de littérature. Real Clin* 2015 ; 26 : 25-34.
 24. Kilpatrick NM, Wassell RW. The use of cantilevered, adhesively retained bridges with enhanced rigidity. *Br Dent J.*1994;176(1):13-6.
 25. Stéphane Cazier, Lucile Dahan. Approche clinique des bridges collés. *L'information dentaire* 2010: 23: 27-32
 26. Kern M, Knode H, Strubb JR. The all-porcelain, resin-bonded bridge. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. 1991;22(4):257-62.
 27. Kern M, Sasse M. Ten-year survival of anterior all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses. *J Adhes Dent.* 2011;13(5):407-10.
 28. Căndea A, Goguță LM, Frandes M, Jivanescu A. Zirconia Minimally Invasive Partial Retainer Fixed Dental Prostheses: Up To Ten Year Follow-Up. *Int J Prosthodont.* 2021.
 29. Thoma DS, Sailer I, Ioannidis A, Zwahlen M, Makarov N, Pjetursson BE. A systematic review of the survival and complication rates of resin-bonded fixed dental prostheses after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2017;28(11):1421-32.
 30. Kern M. RBFDPs: resin-bonded fixed dental prostheses: minimally invasive - esthetic - reliable. Berlin: Quintessence Publishing; 2018. 252 p.
 31. Lam WYH, Botelho MG, McGrath CPJ. Longevity of implant crowns and 2-unit cantilevered resin-bonded bridges. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(12):1369-74.
 32. HAS. Évaluation des prothèses plurales en extension (bridges cantilever) et des prothèses plurales collées (bridges collés). Disponible sur: https://www.has-sante.fr/jcms/c_2060963/fr/evaluation-des-protheses-plurales-en-extension-bridges-cantilever-et-des-protheses-plurales-collees-bridges-colles
 33. Sasse M, Kern M. CAD/CAM single retainer zirconia-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses: clinical outcome after 5 years. *Int J Comput Dent.* 2013;16(2):109-18.
 34. Naenni N, Michelotti G, Lee W-Z, Sailer I, Hämmerle CH, Thoma DS. Resin-Bonded Fixed Dental Prostheses with Zirconia Ceramic Single Retainers Show High Survival Rates and Minimal Tissue Changes After a Mean of 10 Years of Service. *Int J Prosthodont.* 2020;33(5):503-12.
 35. Kelly J, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice: Ceramic materials in dentistry. *Aust Dent J.* 2011;56:84-96.
 36. Y. Mahiat. La zircone : cette méconnue. *Stratégie prothétique* 2006: 1:55

37. Edouard L. La zircone dans tous ses états. *Dentalespace* 2020
38. Pekkan G, Pekkan K, Bayindir BÇ, Özcan M, Karasu B. Factors affecting the translucency of monolithic zirconia ceramics: A review from materials science perspective. *Dent Mater J.* 2020;39(1):1-8.
39. Kim H-K, Kim S-H, Lee J-B, Han J-S, Yeo I-S, Ha S-R. Effect of the amount of thickness reduction on color and translucency of dental monolithic zirconia ceramics. *J Adv Prosthodont.* 2016;8(1):37-42.
40. Kim H-K, Kim S-H, Lee J-B, Han J-S, Yeo I-S. Effect of polishing and glazing on the color and spectral distribution of monolithic zirconia. *J Adv Prosthodont.* 2013;5(3):296-304.
41. Casas T. Zircone translucide & CFAO directe : une réponse pertinente pour de nombreuses situations cliniques. *Actual Odonto-Stomatol.* 2017;(283):4.
42. Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res.* 2018;97(2):140-7.
43. Kelly PM, Ball CJ. Crystallography of Stress-Induced Martensitic Transformations in Partially Stabilized Zirconia. *J Am Ceram Soc.* 1986;69(3):259-64.
44. Mainjot A. Partie-1 à la rencontre de céramiques pas comme les autres. Disponible sur: <http://hdl.handle.net/2268/221695>
45. Inan O, Secilmis A, Eraslan O. Effect of pontic framework design on the fracture resistance of implant-supported all-ceramic fixed partial dentures. *J Appl Oral Sci Rev FOB.* 2009;17(5):533-8.
46. Koc D, Dogan A, Bek B. Bite force and influential factors on bite force measurements: a literature review. *Eur J Dent.* 2010;4(2):223-32.
47. Lüthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, Hammerle CHF. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater.* 2005;21(10):930-7.
48. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent.* 2009;4(2):130-51.
49. Kim Y-S, Shin S-Y, Moon S-K, Yang S-M. Surface properties correlated with the human gingival fibroblasts attachment on various materials for implant abutments: A multiple regression analysis. *Acta Odontol Scand.* 2015;73(1):38-47.
50. Neunzehn J, Lüttenberg B, Wiesmann H-P. Investigation of biomaterials by human epithelial gingiva cells: an in vitro study. *Head Face Med.* 2012;8(1):35.
51. Pjetursson BE, Sailer I, Makarov NA, Zwahlen M, Thoma DS. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs. *Dent Mater.* 2015;31(6):624-39.
52. Jacquot B. Comment améliorer la translucidité de la zircone Y-TZP ? *Biomatériaux Clin.* sept 2016;(2).
53. Shahmiri R, Standard OC, Hart JN, Sorrell CC. Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2018;119(1):36-46.
54. Kontonasaki E, Rigos AE, Ilia C, Istantos T. Monolithic Zirconia: An Update to Current Knowledge. Optical Properties, Wear, and Clinical Performance. *Dent J.* 2019;7(3):90.
55. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent.* 2002;88(1):10-5.

56. Sakka Y, Suzuki TS, Morita K, Nakano K, Hiraga K. Colloidal processing and superplastic properties of zirconia- and alumina-based nanocomposites. *Scr Mater.* 2001;44(8-9):2075-8.
57. Liebermann A, Freitas Rafael C, Colle Kauling AE, Edelhoff D, Ueda K, Seiffert A, et al. Transmittance of visible and blue light through zirconia. *Dent Mater J.* 2018;37(5):812-7.
58. Zhang F, Vanmeensel K, Batuk M, Hadermann J, Inokoshi M, Van Meerbeek B, et al. Highly-translucent, strong and aging-resistant 3Y-TZP ceramics for dental restoration by grain boundary segregation. *Acta Biomater.* 2015;16:215-22.
59. Zhang F, Chevalier J, Olgagnon C, Batuk M, Hadermann J, Van Meerbeek B, et al. Grain-Boundary Engineering for Aging and Slow-Crack-Growth Resistant Zirconia. *J Dent Res.* 2017;96(7):774-9.
60. Kelly J, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater.* 2008;24(3):289-98.
61. Rekow ED, Silva NRFA, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Performance of Dental Ceramics: Challenges for Improvements. *J Dent Res.* 2011;90(8):937-52.
62. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater.* 2014;30(10):1195-203.
63. Kwon SJ, Lawson NC, McLaren EE, Nejat AH, Burgess JO. Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *J Prosthet Dent.* 2018;120(1):132-7.
64. Sen N, Sermet IB, Cinar S. Effect of coloring and sintering on the translucency and biaxial strength of monolithic zirconia. *J Prosthet Dent.* 2018;119(2):308.e1-308.e7.
65. Carrabba M, Keeling AJ, Aziz A, Vichi A, Fabian Fonzar R, Wood D, et al. Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: A flexural strength and translucency comparison test. *J Dent.* 2017;60:70-6.
66. Gómez S, Suárez G, Rendtorff N, Aglietti E. Relation between mechanical and textural properties of dense materials of tetragonal and cubic zirconia. *Sci Sinter.* 2016;48(1):119-30.
67. Kontonasaki E, Giasimakopoulos P, Rigos AE. Strength and aging resistance of monolithic zirconia: an update to current knowledge. *Jpn Dent Sci Rev.* 2020;56(1):1-23.
68. Cho Y-E, Lim Y-J, Han J-S, Yeo I-SL, Yoon H-I. Effect of Yttria Content on the Translucency and Masking Ability of Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal. *Materials.* 2020;13(21):4726.
69. <https://www.kuraraynoritake.eu/fr/katana-zirconia>.
70. Bousquet P, Ansermino H, Canal P, Renaud M, Artz C. Croissance et implants dentaires : évaluation et prévention du risque esthétique. *Orthod Fr.* 2016;87(3):321-8.
71. Liébart MF, Fouque-Deruelle C, Santini A. Smile line and periodontium visibility. *Perio.* 2004 ; 1(1) :17-25.
72. Attal JP, Tirllet G. Le cantilever : une nouvelle géométrie pour le bridge collé. *Revue de littérature. Real Clin* 2015 ; 26 : 25-34.
73. Tirllet G, Attal JP. Les bridges collés cantilever en vitrocéramique renforcée au disilicate de lithium : Raisons du choix et mise en œuvre clinique, *Réa. Clin.* 2015.
74. Thilander B, Odman J, Groteborg K, Friberg B. Osseointegrated implants in adolescents. An alternative in replacing missing teeth? *Eur J Orthod.* 1994;16(2):84-95.

75. Aarts BE, Convens J, Bronkhorst EM, Kuijpers-Jagtman AM, Fudalej PS. Cessation of facial growth in subjects with short, average, and long facial types - Implications for the timing of implant placement. *J Cranio-Maxillo-fac Surg.* 2015;43(10):2106-11.
76. Bernard JP, Schatz JP, Christou P, Belser U, Kiliaridis S. Long-term vertical changes of the anterior maxillary teeth adjacent to single implants in young and mature adults. A retrospective study. *J Clin Periodontol.* 2004;31(11):1024-8.
77. Harada K, Raigrodski AJ, Chung K-H, Flinn BD, Dogan S, Mancl LA. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *J Prosthet Dent.* 2016;116(2):257-63.
78. Inokoshi M, Shimizu H, Nozaki K, Takagaki T, Yoshihara K, Nagaoka N, et al. Crystallographic and morphological analysis of sandblasted highly translucent dental zirconia. *Dent Mater.* 2018;34(3):508-18.
79. Association of Different Primers and Resin Cements for Adhesive Bonding to Zirconia Ceramics. *J Adhes Dent.* 2014;16(3):261-5.
80. Kern M, Barloi A, Yang B. Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. *J Dent Res.* 2009;88(9):817-22.
81. Lasserre J-F., Chakalov I., Le Goff S., Attal J-P. Coller la céramique. Chapitre 12 Tiré Lasserre AI Fusion Art Nat. Restaur Céramiques Quintessence Publ. 2021;
82. Nagaoka N, Yoshihara K, Feitosa VP, Tamada Y, Irie M, Yoshida Y, et al. Chemical interaction mechanism of 10-MDP with zirconia. *Sci Rep.* 2017;7(1):45563.
83. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater.* 1998;14(1):64-71.
84. Bonding of Resin-based Luting Cements to Zirconia With and Without the Use of Ceramic Priming Agents. *J Adhes Dent.* 2012;14(4):385-92.
85. Feitosa VP, Sauro S, Ogliari FA, Ogliari AO, Yoshihara K, Zanchi CH, et al. Impact of hydrophilicity and length of spacer chains on the bonding of functional monomers. *Dent Mater.* 2014;30(12):e317-23.
86. 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.* 2018;62(2):204-9.
87. Yokota Y, Nishiyama N. Determination of molecular species of calcium salts of MDP produced through decalcification of enamel and dentin by MDP-based one-step adhesive. *Dent Mater J.* 2015;34(2):270-9.
88. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent.* 2004;91(4):356-62.
89. 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;95(6):430-6.
90. Tanaka R, Fujishima A, Shibata Y, Manabe A, Miyazaki T. Cooperation of Phosphate Monomer and Silica Modification on Zirconia. *J Dent Res.* 2008;87(7):666-70.

91. Özcan M, Bernasconi M. Adhesion to zirconia used for dental restorations: a systematic review and meta-analysis. *J Adhes Dent.* 2015;17(1):7-26.
92. Springate SD, Winchester LJ. An Evaluation of Zirconium Oxide Brackets: A Preliminary Laboratory and Clinical Report. *Br J Orthod.* 1991;18(3):203-9.
93. Cazier S, Moussally C. Descriptif des différents systèmes d’empreinte optique. *Rev Odont Stomat.* 2013; 42: 107-118
94. Soenen A, Le Gac O, Sireix C. L’empreinte optique intra-buccale au service de la CFAO semi-directe en clinique. *Le fil dentaire* 2014.
95. Yuzbasioglu E, Kurt H, Turunc R, Bilir H. Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients’ perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC Oral Health.* 2014;14:10.
96. Gallardo YR, Bohner L, Tortamano P, Pigozzo MN, Laganá DC, Sesma N. Patient outcomes and procedure working time for digital versus conventional impressions: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2018;119(2):214-9.
97. Arnaud Soenen, Jean-Philippe Pia, Emmanuel d’Incau. Empreintes conventionnelles versus empreintes optiques. *L’information dentaire* 2015: 97(29): 49-54
98. Tabesh M, Nejatidanesh F, Savabi G, Davoudi A, Savabi O, Mirmohammadi H. Marginal adaptation of zirconia complete-coverage fixed dental restorations made from digital scans or conventional impressions: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent.* 2021;125(4):603-10.

Collège des Sciences de la Santé

UFR des Sciences Odontologiques

Serment

En présence de mes Maîtres et de mes condisciples, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de l'art dentaire.

Je donnerai mes soins gratuits à l'indigent et n'exigerai jamais un honoraire au-dessus de mon travail. Ma langue taira les secrets qui me seront confiés. Admis à l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe.

Mes connaissances et mon état ne serviront ni à diffuser des propos non avérés, ni à corrompre les mœurs, ni à favoriser le crime.

Je ne permettrai pas que des conditions de croyance, de nation et de race viennent s'interposer entre mon devoir et mon patient.

Je promets et je jure de conformer strictement ma conduite professionnelle aux principes et aux règles prescrites par le code de déontologie.

Si je remplis ce serment sans l'enfreindre, qu'il me soit donné de jouir heureusement de la vie et de ma profession, honoré à jamais parmi les hommes. Si je le viole et que je me parjure, puissé-je avoir un sort contraire.



Vu, Le Président du Jury,

Date, Signature :

Vu, la Directrice de l'UFR des Sciences Odontologiques,

Date, Signature :

Vu, le Président de l'Université de Bordeaux,

Date, Signature :

Titre : Bridge collé cantilever full zircone en remplacement d'une agénésie canine : à propos d'un cas clinique.

Résumé :

La compensation d'un édentement unitaire est complexe, particulièrement lorsqu'il est situé en position canine. Deux alternatives thérapeutiques fixes s'offrent à nous : l'**implant** ou le **bridge collé**. L'âge de nos patients et plus particulièrement la croissance résiduelle des maxillaires sont un frein à l'implantologie antérieure. Ces dernières années, les bridges collés ont fait leur apparition et ont prouvés leur fiabilité en position incisive. L'évolution continue des biomatériaux d'infrastructure ainsi que les progrès des techniques et systèmes d'assemblage peut nous amener à envisager d'étendre cette thérapeutique à l'édentement canin.

Nous proposons, au travers du cas de la jeune Christiane (14 ans), la gestion d'une agénésie canine par une thérapeutique de bridge collé mono-ailette zircone traité par flux numérique complet. Un suivi à 6 mois sera présenté.

Mots clés :

Zircone - KATANA™ - Bridge Collé - Agénésie - Canine - Céramique

Title: Cantilevered full zirconia bonded bridge as a replacement for canine agenesis: a case report.

Abstract:

The compensation of a single tooth is complex, especially when it is located in the canine position. Two fixed therapeutic alternatives are available: the implant or the bonded bridge. The age of our patients and especially the residual growth of the jaws is a barrier to anterior implantology. In recent years, bonded bridges have appeared and have proven their reliability in the incisor position. The continuous evolution of infrastructure biomaterials as well as the progress of techniques and assembly systems may lead us to consider extending this therapy to the canine edentulous.

We propose, through the case of the young Christiane (14 years old), the management of a canine agenesis by a zirconia cantilevered resin-bonded-bridge treated by complete digital flow. A 6-month follow-up will be presented.

Keywords:

Zirconia - KATANA™ - Bonded Bridge - Agenesis - Canine - Ceramic