

UNIVERSITÉ DE STRASBOURG

FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2019

N°36

THÈSE

Présentée pour le Diplôme d'État de Docteur en Chirurgie Dentaire
le 22 mai 2019

par

KLETHI Stanislas

Né le 9 mars 1993 à COLMAR

RÉSISTANCE MÉCANIQUE DU BRIDGE CANTILEVER ANTÉRIEUR
EN CÉRAMIQUE : ANALYSE PAR ÉLÉMENTS FINIS

Président : Professeur WALTER Béatrice

Asseseurs : Professeur MEYER Florent

Docteur ETIENNE Olivier

Docteur FLAUS Grégoire

Membre invité : Docteur HEICHELBECH Frédéric

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE DE STRASBOURG

Doyen : Professeur C. TADDEI-GROSS

**Doyens honoraires : Professeur R. FRANK
Professeur M. LEIZE
Professeur Y. HAIKEL**

**Professeurs émérites : Professeur W. BACON
Professeur H. TENENBAUM**

Responsable des Services Administratifs : Mme F. DITZ-MOUGEL

Professeurs des Universités

V. BALL	Ingénierie Chimique, Energétique - Génie des Procédés
A. BLOCH-ZUPAN	Sciences Biologiques
F. CLAUSS	Odontologie Pédiatrique
J-L. DAVIDEAU	Parodontologie
Y. HAIKEL	Odontologie Conservatrice - Endodontie
O. HUCK	Parodontologie
M-C. MANIERE	Odontologie Pédiatrique
F. MEYER	Sciences Biologiques
M. MINOUX	Odontologie Conservatrice - Endodontie
A-M. MUSSET	Prévention - Epidémiologie - Economie de la Santé - Odontologie Légale
C. TADDEI-GROSS	Prothèses
B. WALTER	Prothèses

Maîtres de Conférences

Y. ARNTZ	Biophysique moléculaire
S. BAHI-GROSS	Chirurgie Buccale - Pathologie et Thérapeutique - Anesthésiologie et Réanimation
L. BIGEARD	Prévention - Epidémiologie - Economie de la Santé - Odontologie Légale
Y. BOLENDER	Orthopédie Dento-Faciale
F. BORNERT	Chirurgie Buccale - Pathologie et Thérapeutique - Anesthésiologie et Réanimation
A. BOUKARI	Chirurgie Buccale - Pathologie et Thérapeutique - Anesthésiologie et Réanimation
O. ETIENNE	Prothèses
F. FIORETTI	Odontologie Conservatrice - Endodontie
C-I. GROS	Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques - Biomatériaux - Biophysique - Radiologie
S. JUNG	Sciences Biologiques
N. LADHARI	Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques - Biomatériaux - Biophysique - Radiologie
D. OFFNER	Prévention - Epidémiologie - Economie de la Santé - Odontologie Légale
M. SOELL	Parodontologie
D. WAGNER	Orthopédie Dento-Faciale
E. WALTMANN	Prothèses

Equipes de Recherche

N. JESSEL	INSERM / Directeur de Recherche
Ph. LAVALLE	INSERM / Directeur de Recherche
H. LESOT	CNRS / Directeur de Recherche
M-H. METZ-BOUTIGUE	INSERM / Directeur de Recherche
P. SCHAAF	UdS / Professeur des Universités / Directeur d'Unité
B. SENGHER	INSERM / Directeur de Recherche

Remerciements

À notre présidente de jury, Madame le Professeur Béatrice WALTER,

Nous apprécions vivement le grand honneur que vous nous avez fait en acceptant la présidence de notre jury. Vous nous avez fait partager votre savoir en prothèse avec toute la patience que nous vous connaissons. Nous vous remercions pour votre disponibilité et votre bienveillance à l'égard de vos étudiants, tout comme de celui des patients, qui ont rendu agréables et enrichissantes ces trois années passées dans votre service. Veuillez trouver en ce travail l'expression de notre plus sincère considération et de notre profond respect.

À notre directeur de thèse, Monsieur le Docteur Olivier ETIENNE

Vous nous avez fait le grand honneur d'accepter de diriger et de participer à ce travail de thèse. Nous vous remercions pour vos conseils avisés et pour nous avoir aidés dans la réalisation ce travail qui nous tenait à cœur. Nous avons apprécié la grande précision de vos enseignements et la transmission de votre expérience clinique lors de notre cursus universitaire. Veuillez trouver ici le témoignage de notre sincère gratitude et de notre profonde déférence.

À notre directeur de thèse, Monsieur le Docteur Frédéric HEICHELBECH

Nous sommes très sensibles à l'honneur que vous nous avez fait en acceptant de diriger cette thèse. Nous vous remercions vivement du temps que vous nous avez consacré, ainsi que de votre expérience et de vos compétences que vous n'avez pas hésité à nous partager. Veuillez trouver ici le témoignage de notre plus profonde considération et de nos remerciements les plus chaleureux. Nous sommes fiers d'avoir travaillé à soutenir ce travail à vos côtés.

À notre juge, Monsieur le Professeur Florent MEYER

Votre présence au sein de ce jury nous honore. Nous vous remercions de votre confiance et de l'intérêt que vous avez bien voulu porter à notre travail. Nous avons apprécié la qualité de votre enseignement théorique et clinique ainsi que l'attention que vous portez aux étudiants. Nous garderons de vous le souvenir d'un praticien humain, rigoureux et exemplaire. Soyez assuré de notre profonde reconnaissance et de nos sincères remerciements.

À notre juge, Monsieur le Docteur Grégoire FLAUS

Vous avez accepté très obligeamment et spontanément de faire partie de notre jury de thèse. Nous vous sommes très reconnaissants d'apporter vos connaissances sur le sujet à la critique de notre travail. Nous vous en remercions très chaleureusement et vous trouverez en ce travail l'expression de toute notre reconnaissance et de notre respect.

UNIVERSITÉ DE STRASBOURG

FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2019

N°36

THÈSE

Présentée pour le Diplôme d'État de Docteur en Chirurgie Dentaire
le 22 mai 2019

par

KLETHI Stanislas

Né le 9 mars 1993 à COLMAR

RÉSISTANCE MÉCANIQUE DU BRIDGE CANTILEVER ANTÉRIEUR
EN CÉRAMIQUE : ANALYSE PAR ÉLÉMENTS FINIS

Président : Professeur WALTER Béatrice

Asseseurs : Professeur MEYER Florent

Docteur ETIENNE Olivier

Docteur FLAUS Grégoire

Membre invité : Docteur HEICHELBECH Frédéric

Table des matières

Introduction	7
Partie 1 : Les bridges collés cantilever en céramique antérieurs	9
1. Généralités et définitions	9
1.1. Prothèse et édentement unitaire antérieur	9
1.2. Notion de bridge	10
1.2.1 Définitions	10
1.2.2 Avantages et inconvénients	11
1.2.2.1 Bridge périphérique conventionnel	11
1.2.2.2 Bridge à ancrages coronaires partiels	12
1.2.2.3 Bridge en extension	12
1.2.2.4 Bridge collé	12
1.2.2.5 Bridge collé cantilever	13
2. Historique du bridge collé	14
2.1. Le bridge de Rochette	14
2.2. Le bridge de Maryland	15
2.3. Le bridge « cat mesh »	15
2.4. Le bridge de Virginia	16
2.5. Le bridge Carolina	16
2.6. Le bridge cantilever à une ailette	17
3. Analyse de la littérature	17
3.1. Bridges 3 éléments à 2 ailettes	17
3.1.1 Armature métallique	18
3.1.2 Armature céramique	18
3.1.3 Conséquences	18
3.2. Bridges collés 2 éléments à 1 ailette	19
4. Les alternatives au bridge collé	19
4.1. L'implant	19
4.2. Le bridge périphérique conventionnel	20
4.3. La prothèse amovible	20
5. Indications des bridges collés	20
5.1. Agénésies	22
5.1.1 Définition	22
5.1.2 Prévalence	22

5.1.2.1	Influence de la denture	22
5.1.2.2	Influence du sexe	22
5.1.2.3	Influence de la dent concernée	22
5.1.3	Etiologie	23
5.1.4	Traitements de l'agénésie latérale supérieure	23
5.2.	Traumatismes	24
5.3.	Les contre-indications implantaire	25
5.4.	Patients phobiques	26
6.	Contre-indications	26
6.1.	Contraintes occlusales et malocclusions	26
6.2.	Esthétique	27
6.3.	Quantité et qualité des tissu dentaires	28
6.4.	Le parodonte : mobilité de la dent pilier.	28
6.5.	L'hygiène bucco-dentaire	29
6.6.	Impossibilité de la pose de la digue	29
6.7.	Manque de motivation	30
6.8.	Prise en charge financière	30
7.	Echecs	31
7.1.	Echec relatif	31
7.2.	Echec véritable	31
8.	Les céramiques	32
8.1.	Les vitrocéramiques enrichies en disilicate de lithium	32
8.2.	Les céramiques denses ou polycristallines	32
8.3.	Propriétés mécaniques des matériaux céramiques	33
9.	Protocole thérapeutique	34
10.	Séquence clinique	35
11.	Principes de préparation	38
12.	Empreinte	39
13.	Relevé de couleur et communication avec le laboratoire	40
14.	Préparation des céramiques au collage	40
14.1.1	Collage du disilicate de lithium	41
14.1.2	Collage de la zircone	41
14.1.2.1	Le traitement de surface de la zircone	41
14.1.2.1.1	Le traitement tribochimique à la silice	41
15.	Résine de collage	42

16.	Procédure clinique du collage	43
17.	Résistance mécanique et section de la connexion	44
Partie 2 : Analyse par les éléments finis		45
1.	Généralités	45
2.	L'acquisition	46
2.1.	Les scanners intra-oraux	46
2.2.	Les techniques de mesure	47
2.2.1	La triangulation	47
2.2.2	Le balayage parallèle confocal	48
3.	Les éléments finis	49
3.1.	Le maillage ou discrétisation spatiale	49
3.1.1.1	Eléments en 1 dimension	49
3.1.1.2	Eléments en 2 dimensions	49
3.1.1.3	Eléments en 3 dimensions	49
3.2.	Propriétés des éléments finis	50
3.2.1	Le coefficient de Poisson (ν)	50
3.2.2	Le module de Young (E)	51
3.3.	Utilisation d'un logiciel d'éléments finis	52
3.4.	Calcul des contraintes	53
3.5.	Définitions	53
3.6.	Contraintes équivalentes de Von Mises	53
Partie 3 : Matériel et méthode		55
1.	Préparation	55
2.	Scan	55
3.	Modélisation	56
3.1.	Modélisation des bridges collés	56
3.2.	Création des volumes	58
3.3.	Création des éléments finis	59
3.3.1	Création des solides	59
3.3.2	Solide « dent » et solide « céramique »	59
3.3.3	Solide « colle »	60
4.	Création des éléments finis	60
4.1.	Maillage des solides en 2 dimensions	60
4.1.1	Interface colle-céramique	61
4.1.2	Interface colle-émail	61

4.2.	Maillage des solides en 3 dimensions	61
4.3.	Propriétés mécaniques des solides	62
4.3.1	Propriétés mécaniques de l'émail	62
4.3.2	Propriétés mécaniques de la céramique	63
4.3.2.1	Vitrocéramique	63
4.3.2.2	Zircone	63
4.3.3	Propriétés mécaniques de la colle	64
4.3.3.1	Collage du disilicate de lithium	64
4.3.3.2	Collage de la zircone	64
4.4.	Analyse	65
5.	Préparation des calculs	65
5.1.	Orientation des dents dans l'espace	65
5.2.	Vérification des contacts entre les matériaux	65
5.3.	Conditions aux limites	66
5.3.1	Fixation du modèle	66
5.3.2	La force occlusale	66
5.3.3	L'angle inter-incisif	68
	Partie 4 : Résultats et discussion	69
1.	Résultats	69
1.1.	Introduction	69
1.2.	Echelle	70
1.3.	Etude de la céramique	70
1.3.1	Contrainte équivalente de Von Mises	70
1.3.2	Déformation élastique selon l'axe mésio-distal X	71
1.3.3	Déformation élastique selon l'axe vestibulo-lingual Y	72
1.3.4	Déformation élastique selon l'axe occluso-cervical Z	73
1.3.5	Contrainte de traction selon l'axe mésio-distal X	74
1.3.6	Contrainte de traction selon l'axe vestibulo-lingual Y	74
1.3.7	Contrainte de traction selon l'axe occluso-cervical Z	75
1.4.	Etude du polymère de collage	76
1.4.1	Contrainte équivalente de Von Mises	76
1.4.2	Contrainte de cisaillement	77
1.4.3	Déformation élastique selon l'axe mésio-distal X	78
1.4.4	Déformation élastique selon l'axe vestibulo-lingual Y	79
1.4.5	Déformation élastique selon l'axe occluso-cervical Z	80
1.4.6	Contrainte de traction selon l'axe mésio-distal X	80

1.4.7	Contrainte de traction selon l'axe vestibulo-lingual Y	81
1.4.8	Contrainte de traction selon l'axe occluso-cervical Z	82
2.	Discussion	83
2.1.	Comparaison des différents modèles	83
2.2.	Fracture de la céramique	83
2.3.	Décollement du bridge cantilever	83
2.4.	Limites du modèle	84
2.4.1	Mastication	84
2.4.1.1	Incisive	84
2.4.1.2	Canine	85
2.4.2	Le ligament alvéolo-dentaire	85
2.4.3	Le design de la connexion	86
2.4.3.1	Forme de la connexion	86
2.4.3.2	Rayon de courbure de la connexion	86
2.4.4	La méthode des éléments finis	87
2.4.5	Vieillessement des matériaux	88
3.	Analyse de la littérature	88
3.1.1	Keulemans	88
3.1.2	Uraba (106)	89
	Conclusion	91
	Index des figures	93
	Références bibliographiques	99

Introduction

La réhabilitation prothétique du secteur incisif suite à la perte ou à l'absence congénitale d'une dent, représente pour le clinicien un défi face au rétablissement de la fonction et aux exigences esthétiques propres à ce secteur impliqué dans le sourire.

Dans nos sociétés modernes, les problématiques liées à l'apparence et à l'esthétique en général sont plus que jamais au cœur des préoccupations de tous. Les attentes de nos patients sont de plus en plus élevées et les praticiens que nous sommes se doivent d'y répondre. Jusqu'à présent, nous avons tendance à nous appuyer sur des thérapeutiques prothétiques établies et validées depuis longtemps, mais nécessitant des préparations souvent très invasives et/ou inesthétiques. La révolution du collage, qui a d'abord touché l'odontologie conservatrice, élargit notre arsenal thérapeutique en y ajoutant des restaurations esthétiques en céramiques collées minimalement invasives.

L'industrie a répondu à cette demande esthétique en proposant des matériaux prothétiques et des colles mimant les propriétés optiques et mécaniques de la dent naturelle. Cependant, leurs caractéristiques intrinsèques engendrent des interrogations dans la manière de concevoir nos prothèses, en particulier pour les bridges à ailette(s) collée(s) en céramique.

Ces bridges collés antérieurs sont des solutions prothétiques qui ont été introduites avec l'arrivée de la dentisterie esthétique. Ils complètent l'offre prothétique fixe pour le traitement de l'édentement unitaire antérieur : bridge conventionnel, prothèse supra-implantaire, fermeture orthodontique ou prothèse amovible.

Considérés parfois, à tort, comme une thérapeutique peu fiable ou bien élitiste, les études cliniques ont montré que les bridges cantilever en céramique sont une option pérenne. Si les grands principes de préparation des surfaces ou de morphologies des préparations sont bien documentés, peu d'articles traitent de la dimension minimale requise pour la connexion entre l'ailette collée et la dent cantilever.

Ainsi, ce travail a pour but d'évaluer l'impact de différents diamètres de connexion au niveau du cantilever, mais également de comparer le comportement mécanique de deux matériaux recommandés pour cette application : la céramique vitreuse renforcée en disilicate de lithium et la zircone. Cette évaluation comparative s'appuie sur la méthode des éléments finis.

Dans un premier temps, nous rappellerons les données actuelles concernant les bridges collés ainsi que les matériaux adhésifs et céramiques modernes.

Puis, nous détaillerons la conception numérique originale de la pièce prothétique, de la dent et du polymère de collage.

Enfin, nous utiliserons la méthode des éléments finis pour visualiser les contraintes et nous conclurons sur les répercussions cliniques de ces résultats.

Partie 1 : Les bridges collés cantilever en céramique antérieurs

1. Généralités et définitions

1.1. Prothèse et édentement unitaire antérieur

L'édentement est une pathologie dentaire fréquente définie par la H.A.S par « l'absence d'une dent (édentement unitaire), de plusieurs (édentement partiel) ou de la totalité des dents permanentes (édentement total) dans une arcade (hors dent de sagesse) » (1).

Lorsque l'absence d'organe dentaire est bordée de dents, le terme d' « édentement encastré » est utilisé.

Ce travail s'intéresse uniquement à l'édentement antérieur encastré, et plus particulièrement à l'absence de l'incisive latérale maxillaire.

Les causes de l'édentement sont nombreuses mais il peut être cité : les traumatismes faciaux et dentaires, les agénésies, les maladies systémiques (cancers oraux faciaux), les caries importantes, les maladies infectieuses parodontales et endodontiques nécessitant l'avulsion de l'organe dentaire et les fractures dentaires.

L'édentement antérieur a plusieurs conséquences pour le patient :

- fonctionnelles : avec une perte de la capacité masticatoire et de la fonction incisale mais aussi une modification de la phonation avec la difficulté à placer sa langue ;
- anatomiques : liées à une absence ou à une fonte osseuse ;
- psychologiques : par le préjudice esthétique engendré par la perte d'une dent en secteur esthétique, perte qui peut être vécue comme un handicap social personnel et professionnel.

La réussite du traitement de l'édentement antérieur implique donc la restauration de ces trois fonctions et il faudra ainsi analyser le rapport bénéfice-risque-coût de chaque

solution prothétique pour répondre aux attentes initiales du patient qui ne sont pas forcément les mêmes que celles du professionnel de santé.

1.2. Notion de bridge

1.2.1 Définitions

Un bridge (ou pont) est une prothèse dentaire fixe qui vise à combler un édentement unitaire ou plural. Il prend appui sur des dents (bridge dento-porté) ou sur des implants (bridge implanto-porté).

La dent support est appelée pilier, la dent absente est un intermédiaire (inter) et la liaison entre ces deux éléments est appelée connexion (1).

Le bridge prend appui sur chacune des dents bordant l'édentement et prend alors la forme d'un pilier – un inter – un pilier.

Il existe cinq types de bridges (2, 3):

- le bridge périphérique conventionnel scellé tel que décrit dans la définition précédente ;
- le bridge à ancrage coronaire partiel qui prend appui sur les piliers par des inlay/onlays, permettant ainsi une économie tissulaire ;
- le bridge en extension lorsqu'il est ancré sur une ou plusieurs dents bordant un seul côté de l'édentement avec une dent intermédiaire en porte-à-faux ;
- le bridge collé à multiples ailettes ;
- le bridge collé mono-ailette en cantilever.

Suivant les concepts de *gradient thérapeutique* lancée par Tirlet et Attal (4) et le « *no post, no crown* » de Magne (5), les solutions prothétiques s'orientent aujourd'hui vers une dentisterie minimalement invasive avec des préparations préservant l'organe dentaire sain.

Il est donc important d'analyser la situation initiale pour s'orienter vers la solution prothétique la moins invasive pour le patient.

Ce gradient peut être adapté pour l'indication spécifique de l'édentement unitaire antérieur, afin de classer les solutions thérapeutiques de la plus conservatrice à la plus mutilante (figure 1). Il permet de guider le praticien vers la thérapeutique de choix la moins invasive en fonction de son analyse pré-prothétique.

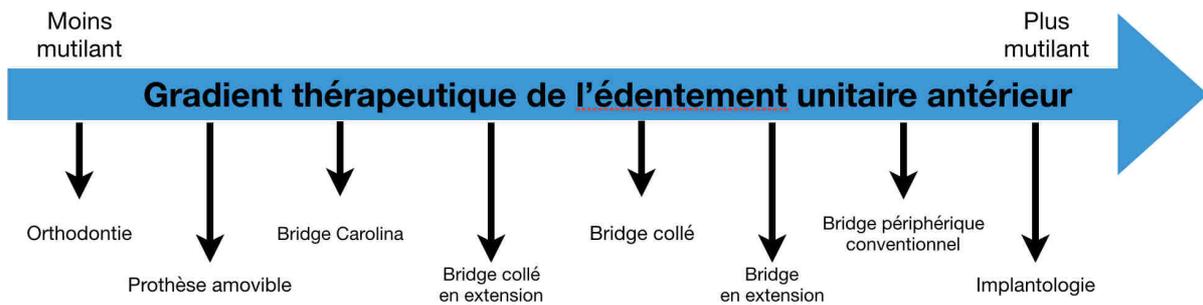


Figure 1 : Gradient thérapeutique spécifique, proposé dans le traitement de l'édentement unitaire antérieur (de la solution la plus conservatrice à gauche à la plus invasive à droite).

1.2.2 Avantages et inconvénients

Chaque type de bridge repose sur des caractéristiques qui lui confèrent avantages et inconvénients.

1.2.2.1 Bridge périphérique conventionnel

Il repose sur une préparation périphérique (type couronne) des dents piliers. La cohésion de la prothèse se fait par micro-clavetage entre la surface du pilier et l'intrados de la prothèse avec une interface de scellement.

Avantages	Inconvénients
Recul clinique Résistance mécanique ++ Peut servir de contention sur terrain parodontal stable Reste la solution de référence	Délabrement de piliers sains



Figure 2 : Représentation d'un bridge périphérique conventionnel (photos Dr LOUFRANI)

1.2.2.2 Bridge à ancrages coronaires partiels

Ils présentent la même structure que les bridges conventionnels mais la dent support n'est pas préparée selon les principes d'une couronne mais d'un inlay/onlay. Si cette option est intéressante pour les secteurs postérieurs, elle n'est pas indiquée en antérieur.

Avantages	Inconvénients
Préservation tissulaire Préservation vitalité	Réalisation et collage rigoureux

1.2.2.3 Bridge en extension

Ici, l'intermédiaire de bridge se retrouve à l'extrémité de la prothèse, en porte à faux ou cantilever (terme retenu en langue anglaise). Selon la situation clinique et la dent remplacée (antérieure ou postérieure) une ou plusieurs dents piliers sont préparées pour répartir les contraintes occlusales et limiter les forces de rotation dues au bras de levier important sur la dent pilier (3).

Avantages	Inconvénients
Préservation tissulaire Préservation des diastèmes	Déconseillé sur dents postérieures Contraintes dues au porte-à-faux

Figure 3 : Bridge périphérique en appui sur 35 et 36 en extension sur 34 (source HAS).



1.2.2.4 Bridge collé

Les progrès dans le domaine du collage ont permis une thérapeutique plus conservatrice que les préparations scellées et rétentives connues jusqu'alors. Le

bridge collé, d'abord en métal, était constitué de deux ailettes collées sur les faces linguales des dents piliers.

Avantages	Inconvénients
Préservation tissulaire (25 à 50% de moins de perte de substance comparé au bridge conventionnel) (6) Préservation de la vitalité pulpaire	Réalisation et collage rigoureux

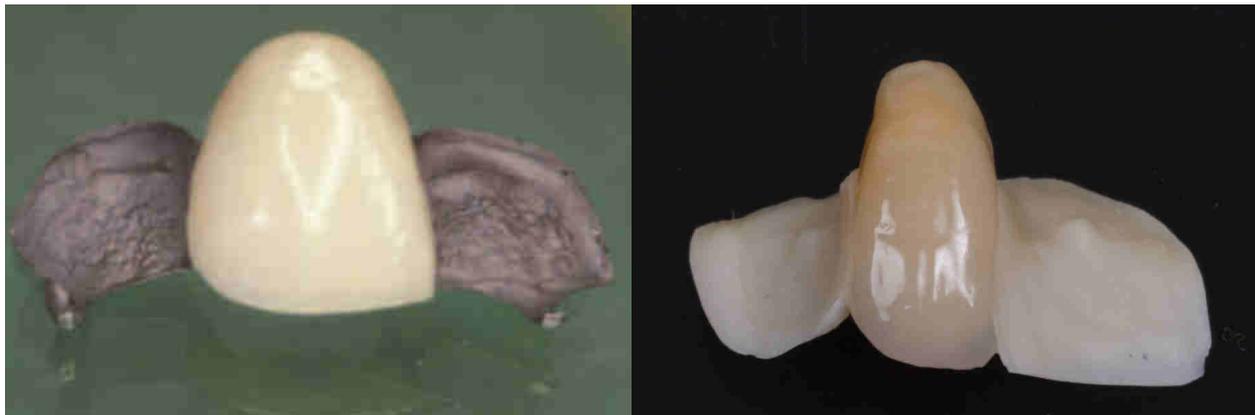


Figure 4 : Bridge collé à chape métallique à gauche (d'après MIETTINEN) et bridge collé tout céramique à droite (d'après ETIENNE).

1.2.2.5 Bridge collé cantilever

Il regroupe l'ensemble des avantages et des inconvénients des deux bridges précédemment cités.

Comparé au bridge collé classique à deux ailettes, c'est une restauration qui se veut plus esthétique, plus économe en tissus dentaires, sans risque de décollement non remarqué (7) et surtout plus facile à nettoyer car le patient peut passer du fil au niveau de l'embrasure libre et ainsi éliminer la plaque entre le pontique et la gencive (8).

Avantages	Inconvénients
Préservation tissulaire maximale Préservation des diastèmes	Réalisation et collage rigoureux



Figures 5 : Bridge collé cantilever tout céramique (d'après ETIENNE).



2. Historique du bridge collé

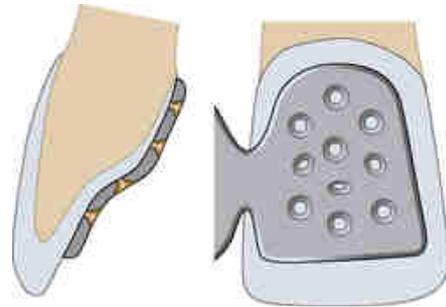
Le développement du mordantage des dents à l'acide orthophosphorique s'est montré être un moyen efficace de coller les bridges aux dents (9). De ce principe est venue l'idée de créer un intermédiaire en résine retenu par une armature métallique fixé aux dents adjacentes moyennant une préparation de type « box » proximal et de solidariser le tout à l'aide d'un composite de collage résineux (10).

2.1. Le bridge de Rochette

Les bridges collés ont été décrits pour la première fois par Alain Rochette en 1973. Ils consistaient alors en une pièce prothétique fixe à armature métallique à deux ailettes perforées enchâssée dans une résine collée à l'émail des dents adjacentes (11).

Sans préparation, sa rétention est due à la résine de collage qui s'enchâsse dans les micro-perforations des ailettes métalliques créant ainsi des billes de rétention.

Figure 6 : Schéma d'un bridge de Rochette perforé (d'après ROCHETTE).



2.2. Le bridge de Maryland

Le bridge Maryland consiste en une architecture semblable au bridge de Rochette à deux ailettes, à la différence près que la pièce prothétique présente des ailettes métalliques sans perforation dont les intrados sont traités par corrosion électrochimique permettant ainsi une rétention micro-mécanique (12-14).

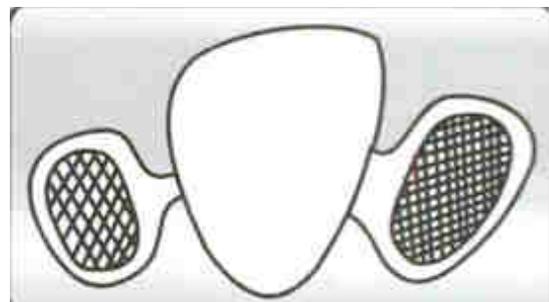
La dent est préparée par un congé cervical en quart de rond et des épaulements droits au niveau des crêtes marginales de la face linguale des dents adjacentes.

Cette évolution fait suite aux critiques émises sur les bridges de Rochette, dont les rétentions en résine étaient exposées à des contraintes importantes et, *a fortiori*, à une usure rapide.

2.3. Le bridge « cat mesh »

Il est aussi appelé bridge à micro-grilles car basé sur l'apposition d'une micro-grille sur le modèle enchâssé dans la cire, rendant l'intrados métallique de l'armature rugueux (15). Il a rapidement été abandonné.

Figure 7 : Schéma du bridge cat mesh.



2.4. Le bridge de Virginia

Les bridges de l'Université de Virginia font appel à la technique des « sels perdus », à l'instar de la technique de la cire perdue. Des cristaux de sels cubiques entre 150 à 250 µm sont déposés en couche unique sur le plâtre du modèle préalablement enduit. La maquette de l'armature est ensuite montée en résine calcinable par le prothésiste. Après polymérisation, la maquette est retirée du modèle, nettoyée à l'aide d'un solvant et abondamment rincée à l'eau pour dissoudre les cristaux de sel. L'armature en résine est ensuite mise en revêtement et le métal est coulé. Un intrados rugueux recouvert de logements cubiques et macrorétentifs de la taille des cristaux de sel, dans lequel pourra s'enchâsser le polymère de collage, est ainsi obtenu.

Cette méthode est précurseur de l'utilisation de l'air-abrasion dans la préparation des intrados métalliques des bridges collés.

Des recherches ont montré que les moyens d'ancrage fabriqués par cette technique étaient 30 à 150% plus rétentifs que ceux préparés par électrochimie (Bridge Maryland) (16).

2.5. Le bridge Carolina

En 2006, Heymann décrit un nouveau type de bridge collé, sans ailette, composé uniquement de céramique feldspathique et destiné principalement à la temporisation implantaire chez l'adolescent. En effet, il est réversible car il repose sur une préparation minimale des dents adjacentes consistant en une micro-abrasion mécanique et un mordantage des faces proximales à l'édentement. Une clé de positionnement en silicone est réalisée et permet ainsi le placement de la dent prothétique après préparation (mordantage, silanisation) de la céramique. Ensuite, un protocole de collage classique avec un composite hybride permet de réaliser les pontiques avec une finition des embrasures (17).

Sa fragilité n'a d'égale que sa facilité de réparation en cas de fracture. Il se destine surtout à l'édentement incisif mandibulaire car les surfaces proximales des incisives mandibulaires sont parfois trop réduites pour réaliser une préparation pour bridge collé cantilever avec un box suffisant permettant de loger la connexion. Il est contre-indiqué chez les patients présentant un important recouvrement incisif, une bruxomanie ou

bien ne présentant pas un minimum de 5 mm de hauteur coronaire sur les surfaces proximales des dents support permettant une surface de collage suffisante (18).

2.6. Le bridge cantilever à une ailette

Il fait son apparition à la fin des années 90 après une période « d'expérimentation non voulue » suite au décollement partiel (une des deux ailettes) sur des bridges à deux ailettes. L'échec menait les auteurs à couper l'ailette défectueuse et adopter un design en extension. Les bridges ont été conservés de manière totalement fonctionnelle en tant que bridge à une seule ailette en cantilever (19, 20).

D'abord en métal, l'évolution vers les ailettes en céramique de haute ténacité, initialement des céramiques alumineuses infiltrées puis rapidement de la zircone, permet une meilleure intégration esthétique que les ailettes métalliques qui peuvent colorer la dent support, notamment dans les cas de piliers peu épais (14). La céramique présente, comme le métal, un protocole de collage qui est alors connu et prédictible (21).

3. Analyse de la littérature

3.1. Bridges 3 éléments à 2 ailettes

La plupart des études montrent que les bridges collés à une seule ailette présentent un meilleur taux de succès que les bridges à deux ailettes dans la région antérieure (8).

Cependant les études ne mentionnent pas le type d'occlusion des patients alors que l'occlusion fonctionnelle du patient est très importante dans l'application des contraintes sur le bridge collé cantilever.

En effet, lorsque le patient présente une protection canine, les forces s'appliquant sur la canine se transmettent indirectement sur l'incisive centrale à travers les ailettes du bridge (22). Les auteurs constatent alors que les forces s'appliquent dans des directions différentes de celles de la mobilité physiologique de l'incisive centrale et les conséquences sont également différentes selon le matériau utilisé pour l'armature du bridge collé (voir ci-après).

3.1.1 Armature métallique

Les alliages métalliques présentent une certaine flexibilité, ils sont dits ductiles. Les contraintes sont donc transmises au joint de collage et elles augmentent le risque de décollement d'une des ailettes par fragilisation préalable du joint de colle marginal puis par dispersion des contraintes dans la colle lors des contraintes masticatoires répétées.

Ici, le risque est le décollement unilatéral d'une des ailettes sans que le patient ne s'en rende compte. La conséquence inévitable à long terme est l'apparition de lésion carieuse sous l'ailette décollée par manque d'accessibilité au nettoyage.



Figure 8 : Décollement de l'ailette mésiale sur 11 du bridge collé à 2 ailettes avec lésion carieuse sur face palatine après retrait du bridge. (d'après KERN (8)).

3.1.2 Armature céramique

Les céramiques présentent, elles, une rigidité et une fragilité plus élevées que les métaux. Les contraintes de fatigue engendrées par la mastication dans des directions opposées se concentrent dans la céramique et se transmettent plus modérément au polymère de collage. Les échecs en bridge collé tout céramique à deux ailettes se traduisent alors toujours par une fracture unilatérale d'une des ailettes au niveau de la connexion.

3.1.3 Conséquences

Le décollement ou la fracture sont remarqués soit par le patient lorsque la dent d'appui s'est déplacée, soit par le praticien au passage de la sonde lors d'un contrôle de routine. Dans ces cas-là, Kern conseille au praticien de ne pas tenter de décoller le

bridge au niveau du second point de collage mais seulement de couper proprement l'ailette décollée pour transformer la prothèse en bridge collé en extension et traiter la zone décollée ou fracturée par polissage ou en réalisant un composite de restauration.

3.2. Bridges collés 2 éléments à 1 ailette

Suite à la surveillance des bridges collés tout céramique fracturés Kern se rend compte, au début des années 90, de leur longévité et arrête d'inclure systématiquement une deuxième ailette en première intention (19, 23).

De par ces différences de directions d'applications des forces, et du rôle d'amortisseur du ligament dans les cas de bridges en cantilever (le cantilever ne faisant qu'un avec une seule dent, il profite du rôle élastique de son parodonte), plusieurs études font part d'une longévité accrue des bridges à une ailette face aux bridges à deux ailettes (7, 19, 24). Les récepteurs du ligament préviennent également d'une surcharge car le bras de levier du cantilever provoque une rotation mineure de la dent pilier (25).

4. Les alternatives au bridge collé

4.1. L'implant

L'usage des implants dentaires par Brånemark dans le remplacement des dents absentes remonte au début des années 1980 (26, 27). La fiabilité de cette thérapeutique a rapidement montré ses qualités. Il s'agit aujourd'hui de la thérapeutique de choix pour le traitement d'un édentement dont les dents proximales sont saines.

Cependant, avec l'avènement de l'implantologie, l'intégration esthétique pour le remplacement des dents du secteur antérieur est devenue un nouveau défi pour le chirurgien-dentiste et les compromis esthétiques sont de moins en moins acceptés.

Une évaluation pré-implantaire du risque spécifique à ce secteur est donc nécessaire avant chirurgie (28, 29).

Les avantages de l'implant sont :

- l'esthétique, la fonction et la prédictibilité,
- économie tissulaire n'affectant pas les dents adjacentes,

- traitement fixe.

Les inconvénients de l'implant sont :

- incompatibilité avec la croissance faciale continue chez le jeune patient (30),
- nécessité d'une étape chirurgicale,
- traitement long et requiert une période de cicatrisation,
- traitement onéreux.

4.2. Le bridge périphérique conventionnel

Les avantages du bridge périphérique sont :

- l'esthétique et la fonction,
- le protocole simplifié en comparaison au bridge collé.

Les inconvénients du bridge périphérique sont :

- le coût important,
- le délabrement important des dents piliers,
- le risque de descellement.

4.3. La prothèse amovible

La prothèse amovible, à châssis métallique ou en résine, reste une thérapeutique toujours d'actualité dans les cabinets dentaires.

Dans le cadre de ce travail, le remplacement d'une dent antérieure unitaire reste exceptionnel (ou plutôt transitoire) lorsqu'il est solutionné par la prothèse amovible.

5. Indications des bridges collés

L'objectif premier des bridges collés est le remplacement d'une dent absente tout en conservant le maximum de tissus dentaire.

Ils ont tout d'abord été proposés pour répondre à l'absence d'une dent antérieure chez l'enfant ou l'adolescent. En effet les deux solutions prothétiques, faisant jusqu'alors partie de l'arsenal thérapeutique du dentiste, étaient constituées par la prothèse amovible ainsi que par le bridge traditionnel.

La solution amovible apparaît, dans ce cas, assez peu adaptée avec un palais en résine assez encombrant et une adaptation esthétique ardue. Elle reste cependant une solution provisoire non délabrante en attendant une réhabilitation fixe. De par son coût modéré, il est également possible de prévoir une réfection durant les différents stades de croissance de l'enfant.

Le bridge traditionnel, quant à lui, nécessite le délabrement des deux piliers adjacents à l'édentement de par la préparation coronaire périphérique, si ce n'est pas même la biopulpotomie de ceux-ci car la pulpe est large chez le sujet jeune (31). Le système endodontique de l'enfant ou jeune adulte peut encore être immature avec une apexogenèse imparfaite induisant une fragilité des piliers.

L'avènement du collage a introduit la solution du bridge collé qui nous apparaît comme une thérapeutique de choix face à ces cas d'édentement, le délabrement étant réduit par rapport à la solution traditionnelle. De plus, l'esthétique et le confort du patient sont supérieurs à la solution amovible. En particulier chez l'enfant, le bridge collé à une seule ailette ne constitue pas un frein à la croissance maxillaire, contrairement au bridge à double ailette qui fixe les dents piliers l'une par rapport à l'autre. Réalisés en résine composite renforcée et fibrée, ils constituent une option thérapeutique de transition plus qu'intéressante (32)



Figure 9 : Cas clinique de remplacement de la 11 par un bridge collé composite fibré (photos Dr CHAFAIE).

Avec le recul clinique, les bridges collés ne sont plus restés une thérapeutique de temporisation à moyen terme mais ils ont commencé à prendre leurs indications chez l'adulte également (1, 8, 19, 23).

5.1. Agénésies

5.1.1 Définition

L'agénésie dentaire est une anomalie de nombre des dents par diminution en relation avec l'absence du germe correspondant. Elle peut concerner une ou plusieurs dents, être unilatérale ou bilatérale et toucher la denture déciduale comme permanente (33). Elle constitue un déficit esthétique et fonctionnel.

5.1.2 Prévalence

L'agénésie dentaire est l'anomalie de développement la plus importante chez l'Homme. Elle concerne 5,5% de la population européenne et est fréquemment associée avec d'autres anomalies orales et syndromiques telles que des fentes labio-palatines, des anomalies dentaires (microdontie, taurodontisme, anomalies constitutives et qualitatives, malpositions). (34)

D'après une méta-analyse portant sur les populations nord-américaines, européennes et australiennes (35), certaines influences peuvent être notées dans la répartition de cette pathologie.

5.1.2.1 Influence de la denture

Les agénésies en denture temporaire sont assez rares, entre 0,1 à 0,9% dans la population européenne (36). Tandis que l'incidence en denture permanente varie de 2,6 à 11,3%. (34)

5.1.2.2 Influence du sexe

Les femmes seraient plus touchées (1,37 x) par ce phénomène que les hommes (35).

5.1.2.3 Influence de la dent concernée

Les dents les plus fréquemment concernées par ce phénomène sont :

- les 2èmes prémolaires mandibulaires qui représentent 41% des cas d'agénésies ;
- les incisives latérales maxillaires qui représentent quasiment 23% des agénésies.

Au maxillaire, l'incisive latérale maxillaire serait ainsi la dent la plus touchée (35). Cette anomalie de l'incisive latérale maxillaire concernerait environ 1 à 2% de la population générale (35, 37).

	Maxillaire		Mandibule	
	Nombre	Pourcentage	Nombre	Pourcentage
Incisive centrale	18	0.2 %	403	3.5 %
Incisive latérale	2620	22.9 %	282	2.5 %
Canine	149	1.3 %	39	0.3 %
1ère prémolaire	320	2.8 %	161	1.4 %
2ème prémolaire	2423	21.2 %	4687	41.0 %
1ère molaire	81	0.7 %	31	0.3 %
2ème molaire	67	0.6 %	141	1.2 %
Total	5703	49.7 %	5761	50.3 %

Tableau 1 : Distribution de 11 422 agénésies en fonction du type de dent, sur 112 334 personnes selon 24 études (d'après POLDER, 2004 (35)).

5.1.3 Etiologie

→ Génétique : mutation isolée ou héréditaire. Les gènes aujourd'hui identifiés dans les agénésies non syndromiques sont les gènes codant pour les facteurs de transcription Msx1 codant pour la protéine du même nom et Pax9.

La protéine MSX1 est impliquée dans le développement crânio-facial et notamment dans le patron de la dentition (38). Le gène Pax9 est un régulateur du développement dentaire et s'exprime dès les premiers stades de celui-ci. Sa mutation provoque un arrêt du développement dentaire dès les premiers stades (bourgeon) (39).

→ Embryologique : trouble de l'organogénèse.

→ Morphogénétique : acquise par trouble ou blocage de la minéralisation du germe de l'incisive latérale.

5.1.4 Traitements de l'agénésie latérale supérieure

Succinctement, il y a trois types de solutions thérapeutiques :

- 1- L'abstention, lorsque les espaces interdentaires au niveau des dents permanentes sont des diastèmes et que le bilan esthétique est acceptable.

- 2- La substitution : traitement orthodontique consistant en la fermeture de l'espace par la mésialisation des canines définitives en place des incisives latérales. La morphologie coronaire est alors corrigée par plastie et apposition de résines composites ou collage de facettes. Cette thérapeutique engendre des problèmes fonctionnels car on supprime le rôle de la canine dans le cycle masticatoire et esthétique, la canine étant plus volumineuse et plus sombre que les latérales.
- 3- Le remplacement : de concert avec l'orthodontiste pour l'ouverture de l'espace mésio-distal pour mise en place d'une prothèse : bridge collé, bridge classique ou couronne sur implant.

5.2. Traumatismes

Les traumatismes dentaires sont dernièrement reconnus comme un problème mondial de santé publique et concernent le plus souvent les enfants et adolescents. L'incidence varie selon les régions du globe mais approximativement 1/3 des enfants (denture temporaire) et 1/5^e des adolescents et adultes (denture définitive) sont concernés par les traumatismes dentaires.

Les causes les plus fréquentes sont les chutes, les activités sportives, la bicyclette, les accidents de la circulation et les violences physiques (40).

Les garçons sont plus touchés que les filles. Certains individus ont des prédispositions aux traumatismes, notamment lorsque les enfants sont en classe II division 1, lorsque l'overjet est important (+3 mm) ou que le recouvrement labial fait défaut (40, 41).

D'après une étude sur 4 638 patients entre 1 et 18 ans et ayant consulté dans 2 cliniques entre 2003 et 2011 (42), il est montré que le secteur maxillaire antérieur est le plus touché de par son effet pare-chocs. En effet :

- l'incisive centrale est la dent la plus fréquemment affectée dans 55,3% des traumatismes dentaires,
- l'incisive latérale est affectée dans 28% des cas,
- la canine est affectée dans 5,8% des cas.

Les types d'atteintes sont majoritairement amélaire et dentinaires (avec ou sans exposition pulpaire) mais peuvent être plus importants : jusqu'à l'expulsion en passant par les différents déplacements possibles (41).

Dans les cas où la dent est perdue, il faut trouver une solution de remplacement compatible avec la croissance du patient.

5.3. Les contre-indications implantaire

La solution implantaire est aujourd'hui reconnue comme le traitement de choix de l'édentement unitaire. Cependant, il existe des situations dans lesquelles la chirurgie implantaire est formellement contre indiquée. C'est alors que les bridges en extension prennent notamment leurs indications (21).

Ces contre-indications absolues sont principalement :

- Les patients en cours de croissance (22)

Un implant se comporte comme une dent ankylosée, c'est-à-dire qu'il ne suit pas les déplacements de l'os maxillaire dans les trois sens de l'espace. La croissance faciale continue engendre parfois des conséquences esthétiques catastrophiques lesquelles incitent à la plus grande modération dans l'indication des implants en secteur antérieur chez le jeune patient (43). En effet, un implant antérieur posé en période de croissance finit par voir sa partie coronaire s'enfouir et montrer une infraclusion notable complexe à gérer (44).

Les implants sont à renvoyer aux patients en fin de croissance faciale et le bridge collé est une excellente solution transitoire chez l'enfant traumatisé ayant perdu une dent, mais aussi en tant que restauration d'usage lorsque les indications sont bien posées.

- Les cardiopathies à haut risque oslérien (45)

Il s'agit des patients dans les trois cas de figure suivants : les patients porteurs d'une prothèse valvulaire ou de matériel étranger pour une chirurgie valvulaire, les patients présentant des antécédents d'endocardite infectieuse et les patients atteints de cardiopathie congénitale cyanogène.

- Les pathologies malignes en période de radiothérapie et chimiothérapie

Cette période contre-indique la chirurgie et nécessite un report de la pose d'implant. Un contact avec l'oncologue permet d'évaluer le risque d'ostéoradionécrose selon la dose et le champ d'irradiation (45). Les suites de l'irradiation peuvent provoquer une xérostomie qui peut nuire à l'hygiène bucco-dentaire.

- Les patients sous bisphosphonates (46)

Ces médicaments inhibent l'activité des ostéoclastes et ralentissent le remodelage osseux. L'ostéo-intégration implantaire en est inhibée et le risque d'ostéonécrose est important.

5.4. Patients phobiques

La réalisation d'un bridge collé cantilever peut se faire sans anesthésie selon la coopération du patient excepté en cas de sensibilités dentaires très importantes lors de la préparation amélaire. Ceci permet le traitement des patients phobiques chez lesquels l'anesthésie et la chirurgie sont compliquées et ne permettent donc pas le recours à l'implantologie (47). Sauf temporisation orthodontique ou parodontale, il s'agit également d'une thérapeutique à la réalisation rapide en deux ou trois séances qui limite le stress pour ce type de patients (48).

6. Contre-indications

Si les bridges collés sont une solution thérapeutique pérenne, il est toutefois bon de mettre en lumière les contre-indications d'un tel traitement prothétique pour éviter quelques déconvenues au praticien. Une analyse clinique préalable des paramètres de réalisation est donc nécessaire. Ces contre-indications peuvent être relatives ou absolues.

6.1. Contraintes occlusales et malocclusions

L'interrogatoire du patient doit aborder ce paramètre. Les parafonctions (mâchonnement d'objets,...) contre-indiquent la réalisation des bridges collés en

extension. En effet, les micro-traumatismes répétés peuvent engendrer des fractures de céramique ou bien des décollements du bridge collé.

Le bruxisme est un mouvement inconscient de l'appareil manducateur soit par serrement soit par mouvements de latéralité. Le bruxisme mineur nocturne peut être accepté en contrepartie du port obligatoire d'une gouttière de protection occlusale tandis que la bruxomanie sévère est une contre-indication absolue.

Les diastèmes proximaux à l'incisive latérale posent soucis dans les cas d'édentement unilatéral car la symétrie doit être respectée pour une réussite esthétique du traitement. Les bridges collés à deux ailettes ne sont donc pas adaptés dans ce cas de figure tandis que les bridges en extension permettent de gérer la situation plus facilement lorsqu'il n'y a qu'un seul diastème en proximal de l'incisive latérale en permettant de prendre appui sur l'incisive centrale ou bien la canine.

Les dents piliers doivent être en normoposition et orthocentrées afin que les contraintes occlusales soient contrôlées. En effet, les mêmes principes biomécaniques que la prothèse conventionnelle s'appliquent sur les bridges collés. La position de la dent sur l'arcade influe sur le point d'application des forces. Une application sur la zone cingulaire est favorable, tandis qu'une occlusion sur le bord libre (bout à bout incisif) est défavorable (49).

Les situations les moins favorables à la réalisation des techniques collées sont les patients présentant un recouvrement incisif important qui implique des préparations plus mutilantes. Les patients en classe II division 2 et présentant donc une supraclusion incisive sont dans la même situation (1).

6.2. Esthétique

La forme de la dent est aussi importante dans l'examen clinique. Elle s'évalue par l'indice de Le Huche qui correspond à la différence entre le plus grand diamètre mésio-distal de la dent au plus grand contour et son diamètre au niveau du collet.

Les dents triangulaires, c'est-à-dire avec un indice élevé, représentent un plus grand défi esthétique pour le praticien et le prothésiste (49). Le bridge cantilever est adapté au remplacement de dents à faible indice, sinon la connexion devient apparente.

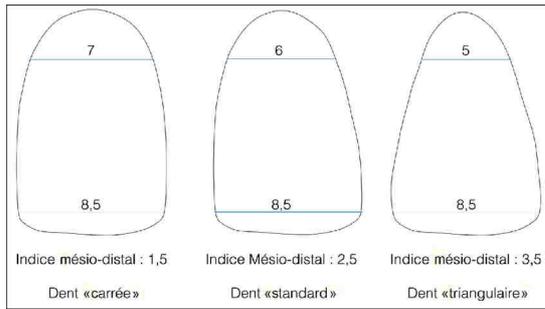


Figure 10 : Illustration de l'indice de Le Huche (d'après NOHARET, 2014 (50)).

6.3. Quantité et qualité des tissus dentaires

Les bridges collés antérieurs demandent une surface de collage suffisante pour résister aux contraintes occlusales dans le temps. Armand évoque une surface de 30mm² pour le remplacement d'une incisive centrale (49). Il est donc nécessaire de choisir la dent pilier avec une hauteur coronaire suffisante pour recouvrir sa face palatine avec l'ailette.

La qualité de l'émail doit être évaluée car c'est de ce tissu que dépend la qualité du collage. La dent pilier présentant des défauts amélaire tels qu'une amélogénèse imparfaite, une dysplasie ou des déminéralisations implique plus de risques au niveau du collage qui peuvent être compensés par des préparations plus rétentives.

C'est également pour cela que les bruxomanes présentent une contre-indication, car en dehors de contraintes masticatoires défavorables, l'usure palatine trop prononcée peut entraîner un déficit d'émail. Enfin, l'existence d'un reflux gastro-œsophagien doit également attirer le clinicien sur la qualité de l'émail en palatin (5).

6.4. Le parodonte : mobilité de la dent pilier.

Si nous avons vu que le bridge collé cantilever permet de faire « corps » avec la dent pilier et par conséquent de suivre les mouvements de cette dernière par rapport au bridge collé à deux ailettes qui va voir son interface de collage ou sa connexion mise à mal lorsque les dents sont mobiles (51), il convient de faire un bilan parodontal de la dent pilier.

La maladie parodontale est une maladie infectieuse touchant le parodonte. Multifactorielle, elle est due à la présence de germes buccaux associée aux facteurs de risques du patient.

La classification proposée par Armitage (52) distingue les maladies du parodonte superficiel que sont les gingivites (et qui ne contre-indiquent pas la réalisation d'un bridge collé) des maladies qui atteignent les tissus de soutien profond de la dent et qui sont les parodontites (qui, elles, peuvent contre-indiquer ce type de prothèse). Lorsque la dent support est touchée, la réalisation du bridge collé est compromise : le bras de levier induit par le bridge cantilever impliquant des forces extra-axiales défavorables à la stabilisation de la maladie parodontale (53).

Le rapport couronne/racine clinique doit être le plus favorable possible, idéalement inférieur ou égal à deux tiers, et l'anatomie radiculaire doit être longue (1, 5).

6.5. L'hygiène bucco-dentaire

Il s'agit d'une contre-indication relative. C'est le principal facteur d'échec des restaurations collées dû au risque de carie au niveau du joint de colle, qui constitue l'interface la plus fragile de la restauration. Lorsqu'un manque d'hygiène ainsi que des caries sont observés, un enseignement à l'hygiène bucco-dentaire et un traitement préalable des caries sont nécessaires.

Une fois que les enseignements à l'hygiène tels que le brossage régulier et l'utilisation des fils et/ou des brossettes interdentaires sont intégrés par le patient, il est alors possible de réaliser ce type de prothèse.

6.6. Impossibilité de la pose de la digue

Il s'agit d'un prérequis à tout collage. La pose du champ opératoire conditionne la pérennité du collage (54).

La pose du champ opératoire est un prélude indispensable lors de la séance de collage de la restauration en céramique. Il permet d'isoler la zone de travail des différents liquides biologique. En effet, la contamination des surfaces et des matériaux préparés pour le collage abaisse l'énergie de surface de l'émail et de l'adhésif et provoque, *in fine*, une dégradation accélérée du joint de collage (55, 56).

Une étude portant sur 132 cas de bridges à ailettes en métal a montré que les échecs étaient 12% plus élevés en l'absence de collage sous digue (57). Tandis que l'étude d'Audenino menée, entre 1993 et 2003, conclue également à une différence significative du taux de survie des bridges collés avec l'usage du champ opératoire ou non (58).

6.7. Manque de motivation

Il est primordial que le patient comprenne les tenants et les aboutissants de son traitement. Si la réalisation d'un bridge cantilever collé s'effectue généralement en deux à trois séances et ne demande pas un engagement énorme pour le patient, il faut que le patient accepte les aléas possibles ainsi qu'une réussite esthétique qui ne peut être garantie à 100%. Son engagement dans une hygiène rigoureuse et des contrôles annuels sont nécessaires. Une modération dans la sollicitation de la dent en cantilever est également recommandée.

Enfin, la motivation est primordiale dans les cas où il est nécessaire de réaliser un traitement orthodontique préalable, le traitement étant rallongé dans la durée.

6.8. Prise en charge financière

La nouvelle convention nationale entre les chirurgiens-dentistes et la caisse d'Assurance Maladie en vigueur depuis le 1^{er} avril 2019 a permis l'entrée des bridges collés cantilever dans la Classification Commune des Actes Médicaux. En effet ceux-ci étaient reconnus par la Haute Autorité de Santé depuis le rapport de 2016 (1) et la continuité est dorénavant faite avec les caisses du régime obligatoire.

Le code associé est HBLD093 et l'intitulé est « Pose d'une prothèse plurale en extension collée [bridge cantilever collé] comportant 1 ancrage coronaire partiel et 1 élément en extension céramométallique ou en équivalents minéraux, pour le remplacement d'une incisive permanente ».

La base de remboursement de la sécurité sociale est de 83,78€ et cet acte est à entente directe. Il fait actuellement partie du panier libre et ne comporte pas de plafonnement de tarif.

Le reste à charge pour le patient est généralement important car ce type de prothèse est onéreux et que le remboursement est conditionné au type de contrat de complémentaire souscrit par le patient et certains patients viennent à refuser le traitement pour ces raisons.

7. Echecs

7.1. Echech relatif

Observé exclusivement avec la zircone, le décollement est la complication la plus fréquente et semble être inévitable avec les bridges collés. Celui-ci est dû au vieillissement du polymère de collage dans un environnement humide. Si cela reste dérangeant à tout moment, il faut le considérer comme un échec relatif étant donné qu'il reste possible de procéder au recollage de la pièce prothétique (59, 60).

L'écaillage de la céramique peut être un échec relatif dans les cas où le préjudice esthétique reste supportable après polissage. Lorsqu'il est nécessaire de procéder à un ajout de résine composite, le résultat est en revanche rarement pérenne et esthétique (21).

7.2. Echech véritable

Le principal échec est la fracture du pontique car elle nécessite un fraisage de la dent support pour retirer les résidus de céramique de l'ailette et du polymère de collage avant de vérifier la préparation et de procéder éventuellement à la réfection du bridge collé. Rare avec les armatures en zircone, la fracture de la connexion est plus souvent observée avec les armatures en disilicate de lithium, plus fragiles.

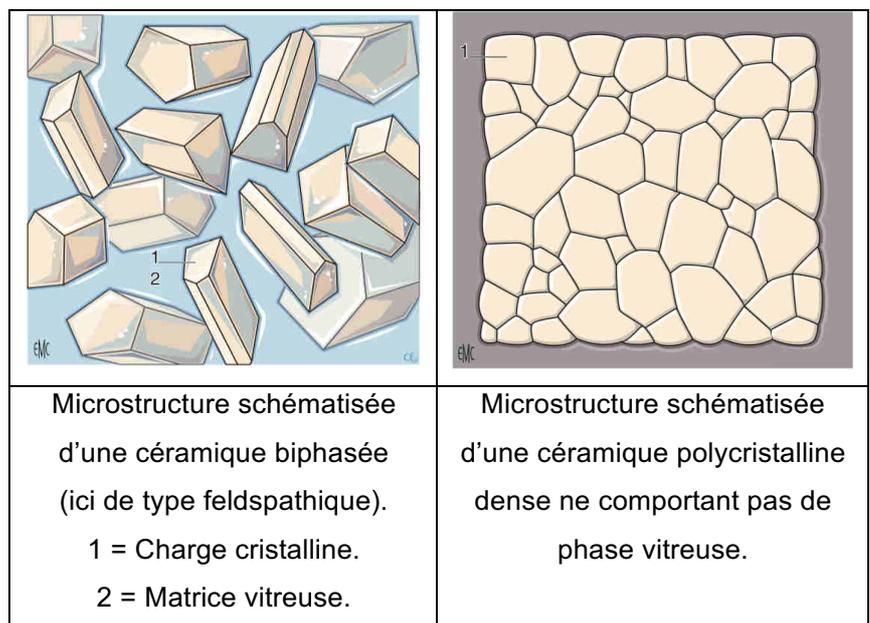
L'écaillage de la céramique, dans les cas où le volume de céramique manquant est trop important pour être poli ou reconstitué, est un échec dans la mesure où il est nécessaire de refaire la pièce prothétique entière et donc de fraiser également la dent support pour retirer céramique et colle.

De manière générale, la gestion des échecs est aisée, sauf dans les rares cas de fracture de la dent pilier mentionnés dans la littérature (61). Celle-ci est due aux forces extra-axiales qui s'exercent sur la dent support. Elle peut être rencontrée dans les cas de traumatismes faciaux ou d'accidents de mastication (noyaux d'olive, ...).

8. Les céramiques

Les céramiques dentaires conventionnelles sont des matériaux inorganiques composés à 99% d'oxydes et mis en forme par frittage en phase liquide ou solide. Elles sont pour la plupart constituées d'une structure biphasée formée d'une phase cristalline et d'une phase vitreuse (minéral à base de silice), cependant certaines céramiques n'en présentent pas (62-64).

Figure 11 : Microstructure schématisée des céramiques (d'après MARGOSSIAN, 2007).



8.1. Les vitrocéramiques enrichies en disilicate de lithium

De par leur phase cristalline, elles profitent d'une résistance accrue et peuvent donc être utilisées avec ou sans armature. Elles profitent de propriétés optiques excellentes et d'une résistance mécanique suffisante pour la réalisation de bridges collés.

L'IPS e.max[®] constitue aujourd'hui la céramique la plus diffusée de ce matériau.

8.2. Les céramiques denses ou polycristallines

Représentées par la zircone Y-TZP et les alumineuses denses, elles ne comportent pas de phase vitreuse. Elles sont mises en forme par usinage CFAO à partir de blocs pré-frittés.

Elles sont utilisées en armature et stratifiées par une céramique cosmétique. La zircone peut également être utilisée d'un seul bloc monolithique lorsque l'esthétique n'est pas prépondérante.

8.3. Propriétés mécaniques des matériaux céramiques

Les céramiques sont intrinsèquement cassantes, elles sont dites « à rupture fragile » c'est-à-dire qu'elles ne supportent pas de déformation plastique à une température inférieure à la transition vitreuse. Leur résistance à la traction et flexion est réduite tandis qu'elles présentent une importante résistance à la compression. Les fractures ont pour origine une fissure ou un défaut de structure qui se propage sous les contraintes (65, 66).

Deux caractéristiques principales sont mesurées pour classer mécaniquement les différentes céramiques :

- la flexion est la capacité à se déformer avant rupture et se mesure en MPa,
- la ténacité qui est la capacité d'un matériau à résister à la propagation d'une fissure. Elle est définie comme la quantité d'énergie à appliquer avant que le matériau casse. Elle se mesure en $\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$.

Matériau	Flexion (en MPa)	Ténacité (en $\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$)
Céramique feldspathique	90 à 100	1,5
Céramique feldspathique renforcée en leucite	125 à 160	1,3
Vitrocéramique enrichie en disilicate de lithium	360 à 400	2,6
Dioxyde de zirconium ou Zircone Y-TZP	1000	10

Tableau 2 : Caractéristiques mécaniques principales des différentes céramiques utilisées en dentisterie (d'après ETIENNE, 2016).

Ce sont les cristaux inclus dans la céramique qui confèrent à celle-ci sa solidité. Ainsi, les propriétés mécaniques sont directement liées à la proportion de la phase cristalline. D'après le tableau de synthèse ci-dessus, la zircone Y-TZP possède la meilleure résistance à la flexion et à la propagation des fissures du marché tandis que les céramiques vitreuses enrichies en disilicate de lithium sont plus fragiles.

Au-delà des propriétés intrinsèques des céramiques, il faut intégrer l'influence du collage dans la résistance finale des restaurations. En effet, Peumans (67) décrit un « corps unique » créé par le collage des céramiques vitreuses qui accroît la résistance des matériaux.

Les restaurations « tout-céramique » s'imposent dans notre activité, pour leurs qualités biologiques, esthétiques et mécaniques. Cependant, leurs caractéristiques techniques varient en fonction du type de matériau utilisé. Dans le cas des bridges antérieurs collés en cantilever tout-céramique, le chirurgien-dentiste est confronté au dilemme entre le choix d'une vitrocéramique enrichie en disilicate pour optimiser son résultat esthétique ou d'une céramique polycristalline dense, plus performante mécaniquement. Le but de ce travail est de s'appuyer sur la méthode des éléments finis afin de comparer leur comportement mécanique et d'aider à orienter son choix.

9. Protocole thérapeutique

Aux phases pré-prothétiques classiques peut se rajouter une phase orthodontique, pour réaliser, dans l'ordre (8):

- La phase diagnostique

Elle permet l'évaluation du risque carieux, des habitudes alimentaires, de juger l'hygiène bucco-dentaire et de prendre conscience des contre-indications et des parafunctions éventuelles.

- La phase d'assainissement

Elle consiste en la prévention et la stabilisation des lésions, s'il en existe.

- La phase orthodontique (facultative)

Il s'agit d'une phase nécessaire chez certains patients pour aménager l'espace, notamment chez ceux présentant une agénésie ou un traumatisme lointain, ou chez les patients ayant des pathologies articulaires ou des malocclusions. De concert avec l'orthodontiste, cette phase préalable à la phase prothétique permet de régler les soucis d'occlusions pouvant contre-indiquer la réalisation de bridges en extension : ouverture de l'espace, vestibulo-version des incisives, surplomb important, manque d'espace inter-mandibulaire pour laisser place à l'ailette, ...

- La phase prothétique (décrite en détail ci-après)
- Les phases de contrôles

Les rendez-vous de contrôle sont plus ou moins réguliers selon le risque carieux : annuel pour un risque faible, tous les 6 mois pour les patients à risque élevé.

10. Séquence clinique

→ Photographies extra et intra-orales. Elles permettent de juger de la situation initiale et d'analyser le cas (20).

→ Le choix du point d'appui dentaire (1, 22, 48)

La dent pilier doit être préférentiellement une dent vitale, exempte de carie et de restaurations, sans présenter d'abrasion amélaire trop importante car il faut un maximum d'émail sain pour optimiser le collage. Si la face palatine comporte de petites restaurations, celles-ci peuvent être conservées mais englobées totalement par l'ailette en céramique.

Dans le cas de l'absence de l'incisive latérale, il est possible de coller soit sur l'incisive centrale (48, 68) soit sur la canine (69). Il est préférable de choisir une dent pilier présentant un espace prothétique inter-arcade suffisant pour pouvoir placer l'ailette en limitant au maximum la préparation de l'émail que l'on cherche à préserver. Cet espace peut être préparé judicieusement par l'orthodontie préparatoire.

En l'absence de contre-indication, la canine est à privilégier pour différentes raisons : l'esthétique est plus facile à gérer avec une embrasure vestibulaire de connexion qui est plus postérieure que celle obtenue avec l'incisive centrale ; sa surface projetée (donc de collage) est plus grande ; sa face palatine est galbée ce qui procure un profil de rétention mécanique supplémentaire ; sa racine est plus longue et robuste ; et enfin, le réglage occlusal après collage est plus aisé car il ne concerne que la canine, contrairement au proglissement qui implique toutes les incisives.

Il est nécessaire de choisir une dent pilier présentant un espace prothétique inter-arcade suffisant pour pouvoir placer l'ailette en limitant au maximum la préparation de l'émail que l'on cherche à préserver.

→ L'analyse esthétique virtuelle (70)

Basée sur les photos réalisées au préalable, elle permet de planifier la thérapeutique et d'appréhender le résultat esthétique en mesurant les espaces et en positionnant les dents virtuelles sur les photographies. Elle met en exergue l'indication d'une phase orthodontique et prépare la mise en condition tissulaire. Enfin, elle permet d'améliorer la communication avec le laboratoire et le patient.



Figure 12 : analyse esthétique virtuelle d'une restauration par bridge cantilever sur 12 et facette sur 22 (D'après DROSSART (20)).

→ Essai du mock-up (20, 22)

Celui-ci est réalisé en résine bis-acryl à partir du mock-up effectué au laboratoire. Il permet de valider le projet avec le patient et d'optimiser son approbation esthétique au niveau de la forme de la dent, du bord libre et de l'intégration avec les lèvres. Il est amovible et permet de préfigurer la préparation d'émail dans le secteur de la connexion et ainsi de visualiser la forme de la zone de contact.

→ L'ovalisation de la crête édentée (20, 22, 71)

Dans le cadre de l'intégration esthétique et parodontale optimale, une mise en condition tissulaire est recommandée au niveau de la crête édentée. L'objectif de cette étape est de créer un berceau gingival dans lequel vient reposer la base cervicale de la dent cantilever, de telle manière que le site mime l'émergence naturelle de la dent remplacée. Toute approche de ce type doit être précédée d'un contrôle radiographique afin de mesurer l'épaisseur des tissus mous et la marge de modelage possible : un minimum de 3 mm entre le sommet de la crête et la muqueuse est recommandé (71).

L'ovalisation crestale peut se faire par compression, par réduction ou par addition tissulaire (20, 22, 71). La compression est obtenue grâce à une gouttière thermoformée rigide portée plusieurs semaines. Celle-ci intègre les dents absentes, dont le volume cervical est volontairement surestimé afin de s'imprimer par

compression dans les tissus mous (figure 14). C'est la méthode la plus douce mais aussi la plus longue.



Figure 13 : Gouttière de temporisation esthétique (d'après TIRLET (71)).

La réduction tissulaire est une méthode rapide, obtenue par fraisage soustractif à la fraise boule (figure 14), ou par électro-chirurgie ou encore par laser (71). Elle est indiquée uniquement si l'épaisseur épithélio-conjonctive est importante (3 mm ou plus). Au contraire, lorsque cette épaisseur est trop faible, il est préférable d'avoir recours à la chirurgie additive épithélio-conjonctive (72).

Dans ces deux options cliniques, la prothèse provisoire doit être rebasée immédiatement pour guider la cicatrisation tissulaire (7 jours si usage du laser, 15 jours si fraisage rotatif (20, 22)) : le profil de l'intrados doit être convexe dans le sens vestibulo-lingual et vestibulo-palatin pour rejoindre le design dit en « ovate pontic » qui est le plus adapté (6).



Figure 14 : Ovalisation de la crête édentée par fraisage (à gauche) et ovalisation de la crête édentée et alignement des collets par gingivoplastie (à droite) (d'après DROSSART (20)).

π

11. Principes de préparation

La préparation amélaire se réalise suivant la technique de pénétration contrôlée dans le but d'obtenir une réduction minimale de 0,5 mm pour la zircone et 0,7 mm pour la vitrocéramique enrichie en disilicate de lithium nécessaire pour obtenir une épaisseur d'ailette suffisante à sa résistance. Elle intéresse la quasi-totalité de la face palatine de la dent support (20, 49, 71).

1- La réalisation de l'épaulement de la préparation s'effectue à la fraise congé quart de rond et concerne les limites qui sont :

- la ligne de finition cervicale qui se situe à 1 mm de la gencive marginale tout en gardant à l'esprit la nécessité de ne pénétrer que l'émail qui est plus fin en se rapprochant de la jonction amélo-cémentaire pour la préservation du collage,
- les lignes de finition proximales qui sont parallèles et mettent de dépouille les parois proximales,
- la ligne de finition occlusale reste à 2 mm de bord libre pour ne pas interférer avec la translucidité et l'opalescence de l'émail.

2- Ensuite la surface est préparée avec un rainurage à la fraise boule à profondeur constante qui dépend de la nature du matériau de restauration choisi. L'ensemble de ces rainures est relié à la fraise ogive pour obtenir une réduction homothétique de la surface.

3- La réalisation de la zone de connexion consiste en la préparation à la fraise cylindrique quart de rond d'une rainure proximale à l'édentement idéalement de 4 mm de hauteur et de 3 mm de largeur. Elle s'enfonce dans le sens linguo-vestibulaire de la face proximale. Elle ceinture la préparation et s'oppose aux forces de rotation mais elle permet surtout de libérer le volume proximal nécessaire pour loger la céramique de la connexion. Plus la préparation de cette zone est importante en direction vestibulaire et donc en largeur, plus il sera possible d'augmenter le diamètre de connexion. Cependant, la préservation de l'embrasure vestibulaire est primordiale pour la réussite esthétique de la prothèse. C'est pourquoi réduire le diamètre de

connexion permet de maximiser le résultat esthétique avec des embrasures interproximales marquées, mimant les dents naturelles.

4- Un macropuits est réalisé à la fraise boule au centre de la face palatine. Il permet la stabilisation, la rétention et l'augmentation de la surface de collage (24). Le bridge reposant sur une seule surface dentaire, il est parfois difficile de trouver le calage. Ce macro-puits permet de n'avoir qu'un seul positionnement possible.

Figure 15 : Dent en ivoirine utilisée dans ce travail avant et après préparation.



12. Empreinte

Il est nécessaire de jauger l'absence de contre-dépouilles rétentives qui pourraient nuire à un bon placement de la pièce prothétique lors de l'essayage.

Le praticien peut procéder à une empreinte optique pour un flux 100% digital mais aussi procéder de manière conventionnelle avec un porte empreinte du commerce et un matériau d'empreinte type polyvinylsiloxane ou polyether (22). Il est cependant à noter que les contre-dépouilles inter-dentaires doivent être comblées pour éviter une déchirure du matériau d'empreinte au niveau des embrasures.

L'empreinte de l'arcade antagoniste peut être réalisée avec un hydrocolloïde irréversible de type alginate.

Des provisoires sont mises en place à la suite de l’empreinte pour temporiser le travail du laboratoire. Différentes solutions de temporisation ont été proposées (20):

- une prothèse amovible temporaire à base résine,
- la dent naturelle du patient, selon les raisons de l’édentement, préparée et recollée selon les principes du bridge Carolina (17),
- une dent collée en résine injectée dans une gouttière réalisée au préalable au laboratoire (20),
- une dent prothétique collée sur bracket orthodontique dans le cas d’un traitement orthodontique préalable.

13. Relevé de couleur et communication avec le laboratoire

La couleur correspondante entre le teintier et les dents naturelles du patient est prise en lumière naturelle. Des photos complémentaires aux photos intra-orales initiales peuvent être réalisées et transmises au laboratoire pour que le prothésiste puisse avoir les informations nécessaires à la réalisation de la prothèse : forme, luminosité et caractérisation de la céramique pour une intégration esthétique la plus fidèle possible.

14. Préparation des céramiques au collage

La dentisterie esthétique moderne rend le collage essentiel dans notre pratique quotidienne. Le collage est fait de deux composantes :

- une composante mécanique avec un microclavetage entre les surfaces rugueuses à coller,
- une composante chimique avec des liaisons covalentes et ioniques fortes et les forces de Van-Der-Walls et liaisons hydrogènes dites faibles.

Dans le cadre des bridges cantilever collés en céramique, deux types de céramique sont envisageables : l’une répond au mordantage (disilicate de lithium), l’autre non (zircone).

14.1.1 Collage du disilicate de lithium

Le traitement de la surface de collage se fait avec de l'acide fluorhydrique en gel, dilué entre 5 et 10% et laissé 20 secondes à la surface avant d'être rincé. Celui-ci va dissoudre la matrice vitreuse et créer une surface anfractueuse qui augmente la surface de contact. Ce micro-clavetage offre par ailleurs des options de liaisons chimiques plus nombreuses grâce à une surface développée plus importante (69, 73). Un silane est ensuite appliqué durant une minute minimum. Il s'agit d'un agent de couplage qui va rechercher une véritable cohésion chimique par des liaisons covalentes et hydrogènes, entre la matrice résineuse des colles et la silice qui compose la céramique (71, 74).

14.1.2 Collage de la zircone

Les céramiques polycristallines denses, telles que la zircone, ne possèdent pas de phase vitreuse et ne répondent pas au mordantage. Il faut donc utiliser d'autres méthodes visant à créer des liaisons chimiques avec le polymère de collage (22). Les principes de préparation actuels restent ceux énoncés par M. Kern dès 2009 (75-77).

14.1.2.1 Le traitement de surface de la zircone

L'objectif du traitement de surface de la zircone est de préparer et de potentialiser la surface de collage. Il consiste en une air-abrasion qui va, comme pour les céramiques mordançables, viser à créer une rugosité de surface et ainsi augmenter la rétention mécanique mais aussi la surface de collage (78).

Il est au préalable conseillé de protéger la surface glacée de la restauration par une résine appliquée à la microbrush et de maquiller la surface de collage de l'armature zircone au feutre coloré pour pouvoir vérifier visuellement que l'on traitera bien toute la surface en l'éliminant totalement lors de l'air-abrasion. En effet, n'y a pas de changement d'aspect de surface à l'œil nu contrairement aux métaux.

14.1.2.1.1 Le traitement tribochimique à la silice

Il s'agit du protocole Rocatec[®] 3M ESPE au laboratoire ou bien Cojet[®] 3M ESPE en réalisation au fauteuil.

Il consiste en la projection - à haute pression (3,5 bars) pendant une durée de 10 secondes à une distance de 10 mm et perpendiculairement à la surface du matériau - de grains d'alumine recouverts de silice de 30 µm de diamètre pour l'usage au fauteuil tandis qu'on utilise des grains de 50 et 110 µm de diamètre pour le système utilisé au laboratoire (79, 80). Cet impactage crible la surface et ancre de la silice dans la zirconie créant artificiellement une fine couche vitreuse réactive (69, 81). Ce protocole permet l'application de silane sur la zirconie (82).

Cette méthode est reconnue et les études montrent l'augmentation de la rétention. La réalisation au fauteuil est plus adaptée pour les céramiques denses et permet l'essayage de la pièce en bouche avant le traitement de surface tribochimique.

Cependant, les études montrent aussi que ces traitements par air-abrasion, lorsqu'ils ne respectent pas les recommandations (pression, durée, distance, taille des grains) peuvent créer des défauts de surface, qui entament la résistance des matériaux en créant des micro-fissures qui sont sources de départs de fractures (75, 78, 83).

15. Résine de collage

La littérature recommande d'utiliser des colles avec potentiel adhésif contenant un monomère fonctionnel (le 10-MDP (Méthacryloxydecyl Dihydrogenphosphate)) comme le Panavia 21 ou le Panavia F2.0[®] (Kuraray, Japon). Celles-ci constituent les colles à potentiel adhésif de référence des céramiques polycristallines traitées en surface (1). Le Panavia F2.0 est une colle duale (photo et chimopolymérisation) qui présente des valeurs d'adhésion forte et une résistance à l'hydrolyse buccale reconnue. C'est la présence de monomères de phosphates qui permet une liaison chimique avec la céramique polycristalline (69, 84). Toutes les autres colles à base de BisGMA montrent de mauvais résultats avec la zirconie (85).

→ Dans ce travail nous modéliserons la colle avec les propriétés du Panavia F2.0[®].

16. Procédure clinique du collage

1- Essayage de la pièce prothétique (22) : l'adaptation marginale de l'ailette, le point de contact proximal, la zone de contact entre le pontique et la crête édentée aménagée et l'esthétique (forme et teinte) doivent être validées. L'occlusion statique et dynamique sera ajustée *a posteriori*.

2- Nettoyage de la pièce par rinçage.

3- Préparation de la pièce céramique :

3a : Pour les pièces en disilicate : mordançage à l'acide fluorhydrique à 9,5% pendant 20 secondes, rinçage au spray pendant 1 minute, séchage et contrôle, application du silane en 1 ou 2 couches, séchage du silane en au moins 60 secondes (86).

3b : Pour les pièces en zircone : traitement tribochimique sur la surface de collage de la pièce puis enduction du primer zircone durant 3 minutes au moins (69).

4- Mise en place du champ opératoire sectoriel.

5- Protection des dents adjacentes par un ruban de téflon pour éviter le contact avec l'acide orthophosphorique, l'adhésif ou le composite de collage.

6- Mordançage de l'émail (uniquement pour le collage des pièces en disilicate avec des pâtes résineuses associées à un système adhésif MR).

Nettoyage minutieux de l'émail à l'aide d'une pâte de nettoyage et de l'acide orthophosphorique à 37% appliqué durant 30 secondes. Un rinçage à l'eau durant minimum 15 secondes est nécessaire pour retirer tous les résidus de mordançage avant de sécher convenablement l'émail.

7- Application du système adhésif selon les recommandations du fabricant suivi d'un séchage léger des surfaces dentaires.

8- Photo-polymérisation de l'adhésif selon la durée recommandée par le fabricant pour la pâte résineuse et séchage doux pour le Panavia F2.0.

9- Application du polymère de collage et mise en place de la pièce prothétique maintenue durant la prise. Il est recommandé d'utiliser une clé de positionnement en résine dure, réalisée sur le maître modèle pour aider au placement du bridge (71). En effet, il faut prendre garde à l'effet de tension du champ opératoire au niveau de la gencive recevant l'intermédiaire du bridge.

10- Retrait des excès de colle.

- 11- Photopolymérisation initiale, puis complétée à l'abri de l'oxygène à l'aide d'un gel de glycérine.
- 12- Contrôle de l'occlusion et élimination terminale des excès pour vérifier l'aisance de passage des brossettes interdentaires et du fil.

17. Résistance mécanique et section de la connexion

Afin de prévenir le risque de fracture, plusieurs auteurs ont proposé des sections de connecteurs adaptées selon le type de matériau.

Ainsi, pour des bridges collés antérieurs céramo-métalliques de trois éléments, Raigrodski et Chiche conseillent des sections de 2,5 mm sur 2,5 mm soit 6,25mm² (87).

Ces sections ont été revues à la hausse pour les restaurations tout-céramique antérieures et la littérature mentionne des sections minimales de 4 mm x 4 mm soit 16 mm² pour les restaurations en disilicate de lithium et 4 mm x 3 mm soit 12 mm² pour celles en zircone (21).

D'autres études, proposent de réduire la connexion 3 mm verticalement et 2 mm horizontalement pour la zircone, soit 6 mm² minimum (22).

Certains auteurs sont plus optimistes pour le disilicate de lithium et abordent un diamètre minimal de 12 mm² (48, 88) ce qui est en deçà de la recommandation fabricant.

Au-delà d'un diamètre minimal de connexion, il faut également prendre en compte la forme de la connexion mais aussi le rayon de courbure des embrasures qui joue un rôle prépondérant dans la résistance mécanique du bridge collé (88, 89).

Afin d'évaluer au mieux ces données, le Dr Etienne propose de systématiser la conception assistée par informatique dans ces indications (69). Cela prend tout son intérêt dans l'évaluation morphologique et le calcul précis de la section, les logiciels actuels intégrant ce paramètre. Il est important d'insister sur ce critère auprès de son prothésiste lors de la CAO. Le choix du matériau dépendra de la situation clinique mais surtout de ce wax-up numérique.

Partie 2 : Analyse par les éléments finis

1. Généralités

L'analyse par les éléments finis (FEM ou MEF en anglais) nous vient de l'ingénierie pour comprendre informatiquement les contraintes dans des structures complexes.

C'est une technique de simulation informatique faisant partie des mathématiques appliquées qui consiste en la division en de nombreux petits éléments d'un modèle représentant une grande structure complexe. Un algorithme mathématique discret permet ensuite de trouver une résolution approchée par le biais d'une équation aux dérivées partielles (c'est une équation qui a pour inconnue une fonction de plusieurs variables).

Chaque élément ou groupe d'éléments peut recevoir des propriétés mécaniques telles que son module d'élasticité ou son coefficient de Poisson selon le matériau qu'il représente.

Cette technique permet donc de simplifier les calculs des contraintes appliquées à de multiples petits éléments plutôt qu'à une imposante pièce complexe. L'analyse par les éléments finis permet de tester l'influence du design et des variations de matériaux d'un objet en adéquation avec les forces s'appliquant à cet objet.

Tout ceci permet informatiquement de prédire un comportement réel sans devoir concevoir toutes les variations d'objets.

C'est une méthode qui est devenue un dispositif de modélisation reconnu en ingénierie industrielle et biomédicale. Dans notre travail, cette simulation va nous permettre d'étudier les contraintes encaissées par les solides déformables que sont les différentes pièces en céramique, le polymère de collage et la dent.

2. L'acquisition

Pour l'analyse par les éléments finis, il est nécessaire d'obtenir un fichier 3D. Il a été décidé de travailler depuis une dent théorique en ivoirine (dent de travaux pratiques) coulée dans un modèle en plâtre. La préparation pour bridge cantilever collé faite, l'empreinte optique de la préparation et donc la numérisation en trois dimensions de la dent sera assurée par un scanner intra-oral. La précision de ces outils d'empreintes numérique a été démontrée versus les matériaux d'impression conventionnels (90).

2.1. Les scanners intra-oraux

Le scanner intra-oral permet une analyse et une acquisition de la forme externe d'un objet. Si tous les appareils du marché ne fonctionnent pas avec la même technologie, le principe reste de mesurer les coordonnées d'un certain échantillon de points à la surface de l'objet. C'est la phase d'acquisition. S'en suit la phase de rétro-conception permettant une reconstruction tridimensionnelle du sujet à partir du nuage de points repérés.

Composition du système d'empreinte (91) :

- 1- Une source lumineuse qui projette le faisceau incident à la surface du sujet.
- 2- Un capteur qui est une plaque photoconductrice qui transforme l'image des photons en une différence de potentiel électrique ce qui permet de mesurer l'intensité du faisceau incident.
- 3- Un convertisseur analogique-digital qui transforme le signal en donnée numérique.
- 4- Un ordinateur qui permet le traitement de l'information pour en réaliser une image 3D.

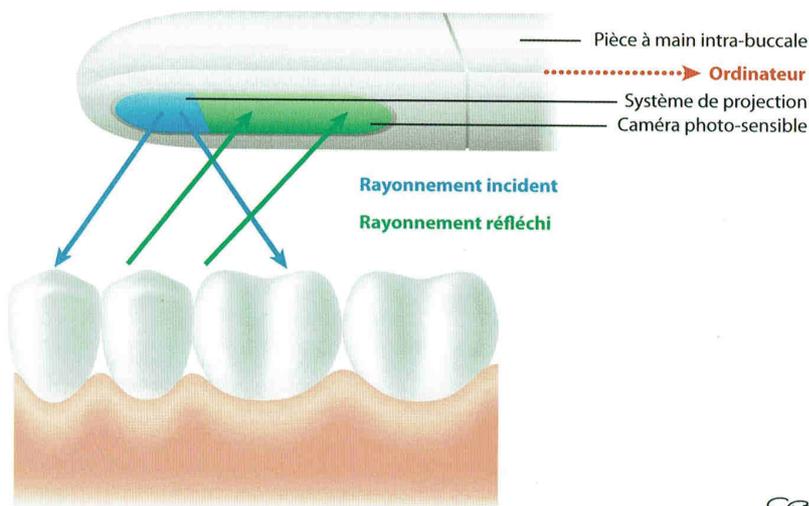


Figure 16 : La mesure optique (92).

2.2. Les techniques de mesure

On retrouve aujourd'hui deux techniques principales de mesure (92, 93).

2.2.1 La triangulation

Cette méthode est directement inspirée de la vision humaine et de la triangulation que forment l'émetteur, le récepteur et le point de réflexion du faisceau indicent. Cette méthode fut décrite par Descartes en 1637 dans *La Dioptrie*. L'ordinateur va reproduire une image en trois dimensions par l'assemblage des triangles.

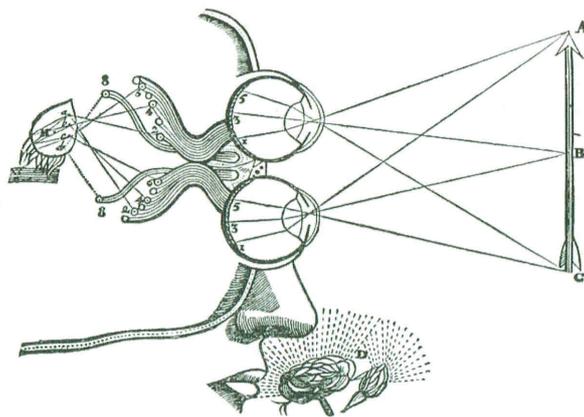


Figure 17 : La vision binoculaire dans la *Dioptrie* de René Descartes (92).

Il existe deux méthodes de mesure par triangulation :

- par projection de rayons lumineux : la source émet une onde lumineuse sous la forme d'un point, d'une ligne ou d'un réseau. Le récepteur enregistre alors la déformation de l'onde réfléchi sur la surface scannée,

- par stéréoscopie ou stéréophotogrammétrie : c'est une méthode passive sans émission de lumière. Elle se rapproche plus de la vision humaine puisque basée sur deux caméras qui pointent sur la même zone avec un angle inter-caméra connu qui permet donc de reconstruire la surface. Cependant, les algorithmes nécessaires pour le traitement des données sont beaucoup plus complexes que pour les autres méthodes de triangulation.

2.2.2 Le balayage parallèle confocal

Mis au point par Marvin Minsky en 1953. Le principe est basé sur le *focus* (= la netteté) d'un point projeté sur la surface de l'objet par un faisceau passant à travers une lentille. En effet, on va faire varier les profondeurs de champs selon une échelle de distance connue et le récepteur qui capte la lumière réfléchiée à travers un sténopé va enregistrer les points qui sont dits *in focus*, c'est-à-dire nets. Les autres points diffusés à la mauvaise profondeur de champ seront flous, *out of focus* et seront ignorés. L'algorithme va alors pouvoir reconstruire la surface de l'objet scanné.

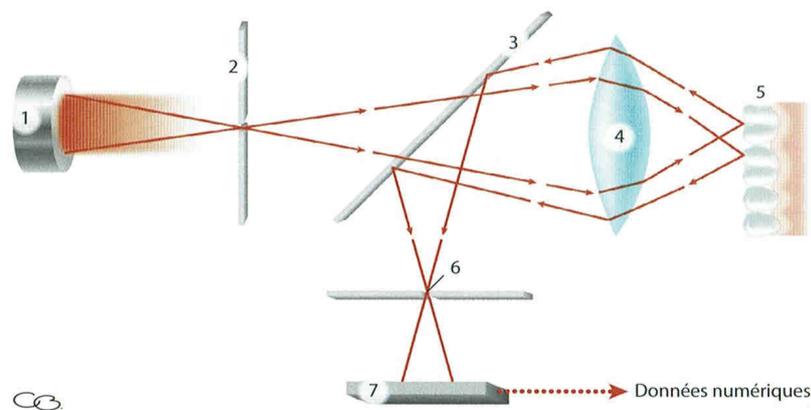


Figure 18 : Schématisation du procédé par balayage confocal (92).

C'est ce dernier système de scan qui a été utilisé pour notre étude. La lumière projetée par la caméra est rouge stroboscopique et l'enregistrement se fait en flux continu lors du balayage de la surface. Les empreintes sont enregistrées au format propriétaire .DCM mais une manipulation du logiciel permet d'en extraire le fichier au format universel .STL (StereoLiThographic) qui décrit la géométrie tridimensionnelle de surface de l'élément scanné sous forme d'un nuage de points dans l'espace.

3. Les éléments finis

3.1. Le maillage ou discrétisation spatiale

La méthode des éléments finis repose sur la découpe d'un objet en de multiples sous parties appelées des éléments. Ces éléments forment un maillage (94, 95). C'est la première étape de la méthode des éléments finis car il permet la représentation de la forme géométrique de l'élément sur lequel on travaille.

Ce maillage est relié par :

- des sommets qui sont appelés nœuds,
- des courbes qui sont les arrêtes et
- des faces qui sont les surfaces de l'élément.

La discrétisation géométrique est l'opération préalable de découpage de l'élément en sous éléments. Durant cette division d'une forme complexe en sous domaines, il ne peut y avoir de recouvrement ou de trous entre deux éléments ayant une frontière commune. Il est donc inévitable d'avoir une erreur de discrétisation géométrique dans notre modèle. La discrétisation en éléments doit donc satisfaire à la représentation de l'objet mais aussi à la résolution de l'équation à dérivée partielle associée.

3.1.1.1 Eléments en 1 dimension

Les formes géométriques vont ainsi être divisées en éléments en une dimension c'est-à-dire des droites et des courbes. Les nœuds relient ces éléments et forment une frontière commune.

3.1.1.2 Eléments en 2 dimensions

Les formes géométriques vont être divisées en éléments en deux dimensions c'est-à-dire des polygones. Les nœuds et courbes relient ces éléments et forment une frontière commune. Ces polygones peuvent être des triangles ou bien des rectangles.

3.1.1.3 Eléments en 3 dimensions

Les formes géométriques vont être divisées en éléments en trois dimensions c'est-à-dire des polyèdres. Les nœuds, courbes et faces relient ces éléments et forment une

frontière commune. Ces polyèdres peuvent être de différentes natures : tétraédrique, hexaédrique ou prismatiques.

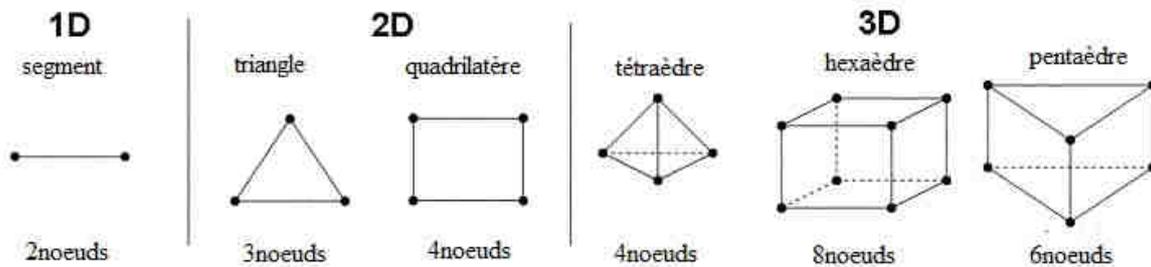


Figure 19 : Représentation des éléments finis en 1 dimension, 2 dimensions et 3 dimensions.

3.2. Propriétés des éléments finis

Cette étape permet de conférer leurs propriétés aux nœuds qui composent les milliers de sous-éléments en lesquels les formes géométriques composant les éléments de notre étude (dent, céramique et polymère de collage) ont été divisées.

Ce sont des matériaux isotropes, c'est-à-dire que leurs propriétés élastiques sont identiques quelle que soit la direction des contraintes qui leur sont appliquées.

Chacun de ces matériaux est caractérisé par des propriétés mécaniques qui lui sont propres :

- Son coefficient de Poisson (ν)
- Son module de Young ou module d'élasticité (E)

3.2.1 Le coefficient de Poisson (ν)

Le coefficient de Poisson est défini par la capacité d'un matériau à se contracter perpendiculairement à la direction de la force appliquée. Il caractérise le rapport entre la contraction transversale et l'allongement longitudinal (96).

Il est noté sans unité et varie entre 0 et 0,5. Lorsque le coefficient de Poisson est égal à 0,5, cela définit un matériau totalement incompressible.

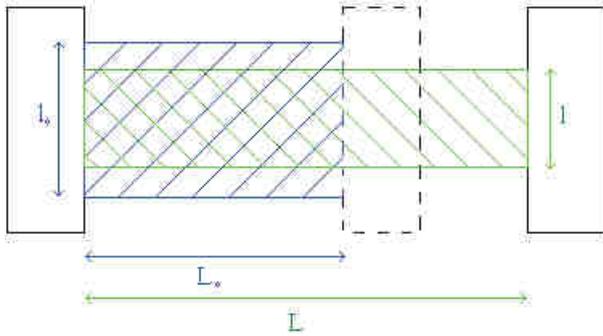


Figure 20 : Mesure du coefficient de Poisson. Comparaison de la contrainte transversale L par rapport à l'allongement longitudinal l .

3.2.2 Le module de Young (E)

Le module de Young ou module d'élasticité longitudinale ou encore module de traction se définit comme la constante élastique qui relie la contrainte de traction (ou de compression) et le début de la déformation d'un matériau élastique homogène isotrope (96). Il s'exprime en MPa dans le Système International.

Le module de Young est une notion de la relation entre contraintes et déformations en élasticité qui est aussi appelée loi de Hooke :

$$\sigma = E\varepsilon$$

où :

- σ est la contrainte (en Mpa)
- E est le module de Young (en MPa)
- ε est l'allongement relatif ou déformation (en %)

En conséquence, un matériau ayant un module de Young élevé subira une déformation plus réduite qu'un matériau ayant un module de Young faible.

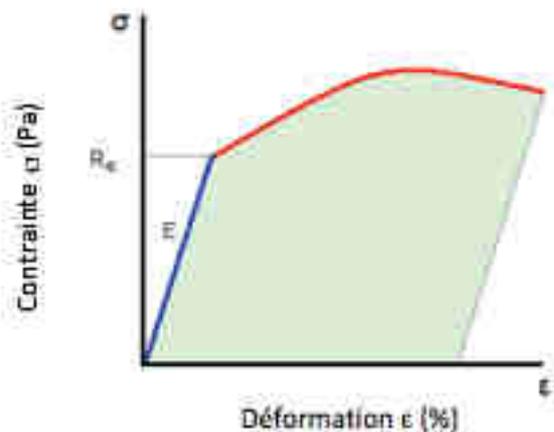


Figure 21 : Diagramme relatif à la loi de Hook.

- La courbe bleue du diagramme représente le module de Young et est relative à la loi de Hook. C'est donc la déformation que le matériau peut encaisser tout en reprenant sa forme initiale après l'arrêt de la contrainte : c'est ce que l'on appelle la déformation élastique.
- Le point R_e correspond à la limite élastique.
- La courbe rouge représente la déformation plastique c'est-à-dire que le matériau se déforme de manière irréversible jusqu'à la rupture.

3.3. Utilisation d'un logiciel d'éléments finis

Ce sont des programmes d'ingénierie complexes qui nécessitent en travail de préparation en amont des calculs (97). En effet, les étapes qui jalonnent une étude par les éléments finis sont les suivants :

- 1- Analyse du problème : permet de définir les objectifs de l'étude et sa précision. L'analyse fixe donc les paramètres du calcul.
- 2- Choix du modèle.
- 3- Choix du type d'éléments en fonction de la précision à atteindre.
- 4- Choix du maillage : il dépend, comme vu au paragraphe précédent, de la géométrie extérieure.
- 5- Hypothèse de comportement du matériau : on définit si le matériau est homogène ou hétérogène ; dans notre cas, il sera homogène.
- 6- Création et vérification des données : les paramètres qui s'appliquent aux éléments sont appliqués et le fichier contient toutes les informations nécessaires à l'exécution des calculs.
- 7- Exécution du calcul à proprement parler qui aboutit à un fichier de résultats permettant de vérifier la réussite des calculs mais aussi d'analyser ces résultats. Il peut arriver que le calcul échoue et dans ce cas il faut reprendre l'étude à l'étape 2.
- 8- Exploitation et synthétisation des résultats en réponse à la problématique initiale.

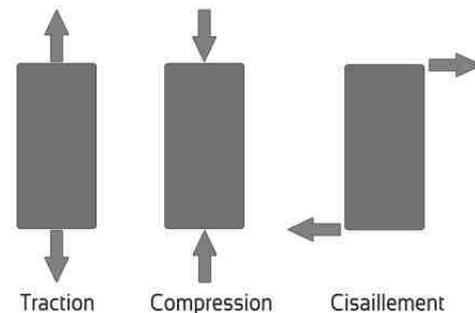
3.4. Calcul des contraintes

Ce travail est effectué par une application informatique de calcul qui s'appelle le solveur et qui va nous donner les résultats de l'analyse en fonction des forces (dans le cas de notre étude ce seront les charges occlusales) qui sont appliquées sur les nœuds du maillage (98).

3.5. Définitions

- Contrainte : C'est la pression des forces internes qui s'exercent dans le matériau qui subit l'application d'une force. Elle s'exprime en MPa.
- Contrainte normale σ : c'est la contrainte appliquée de manière perpendiculaire à la surface d'un matériau.
- Contrainte de cisaillement τ : contrainte appliquée de manière parallèle ou tangentielle à la surface d'un matériau.

Figure 22 : Types de contraintes pouvant s'exercer sur un matériau.



3.6. Contraintes équivalentes de Von Mises

Selon la force appliquée sur les nœuds, des déformations de chaque élément se produisent dans les trois directions de l'espace (x, y et z). Le solveur, en fonction du module de Young et du coefficient de Poisson appliqué aux nœuds, va calculer ces déformations.

Les déformations s'exercent dans six directions :

- Les contraintes normales (compression ou traction) s'expriment dans les 3 directions de l'espace (les axes x, y et z) :
 - x ou σ_x ,
 - y ou σ_y ,
 - z ou σ_z ,

- Les contraintes de cisaillement s'expriment également selon les 3 directions de l'espace à travers les plans xy, xz ou yz :
 - τ_{xy} OU τ_{yx}
 - τ_{xz} OU τ_{zx}
 - τ_{yz} OU τ_{zy}

Le solveur permet donc de déduire le type de contraintes qui sont exercées (traction, compression ou cisaillement). Seulement, il est peu parlant d'étudier les contraintes en les ramenant uniquement, tour à tour, dans chacune des directions.

Le critère équivalent de Von Mises va donc avoir l'avantage de simplifier l'analyse des résultats. Les contraintes équivalentes de Von Mises vont donner une contrainte combinée qui va représenter la moyenne des contraintes en traction, en compression et en cisaillement. Cependant, cette simplification nous fait perdre le signe de la contrainte et donc son sens. Il est alors impossible de savoir si la contrainte concernée s'exerce en compression ou en traction. Il met en exergue une zone de fragilité de structure.

Partie 3 : Matériel et méthode

1. Préparation

La préparation a été réalisée sur une dent en ivoirine (Frasaco[®]) qui a été positionnée dans un moule caoutchouc Frasaco AG-3. Cette préparation a été supervisée et retouchée par le Docteur Olivier Etienne. La préparation est volontairement forcée pour permettre au logiciel de création des éléments finis d'avoir des limites franches et de ne pas créer d'erreur.

Le plâtre utilisé est un plâtre dur de couleur bleue, il a été choisi pour faciliter la prise d'empreinte optique à l'aide de la caméra intra-buccale.

Après coulée et démoulage, la dent numéro 12 a été supprimée du modèle de manière à reproduire un édentement unitaire antérieur. Le plâtre au niveau de la gencive édentée a été façonné de manière à reproduire la préparation de la gencive au niveau du pontique.

La dent numéro 14 a également été partiellement fraisée au niveau de sa partie mésiale de façon à libérer la face distale de la dent en ivoirine préparée placée en position 13 et ainsi faciliter le scan de la préparation et travailler sur une numérisation de la canine avec toute sa partie coronaire visible.

2. Scan

La caméra utilisée est une TRIOS Pod Color de la société 3shape. C'est une caméra intraorale sans poudrage fonctionnant sur le mode du balayage parallèle confocal.

La première étape va consister en la numérisation à proprement parler. Elle se fait au travers du logiciel DentalManager[™]. On scanner en premier lieu l'arcade maxillaire contenant notre canine maxillaire supérieure droite puis l'arcade mandibulaire et on finira par enregistrer l'occlusion en occlusion d'intercuspidie maximale pour permettre au logiciel de créer les contacts occlusaux.



Figure 23 : Caméra intraorale Trios Pod Color, 3shape.

3. Modélisation

Elle s'effectue au travers du logiciel DentalDesigner Full Contour 2016TM. Il s'agit de la solution logicielle de CAO développée par 3Shape.

3.1. Modélisation des bridges collés

La séquence de création des quatre bridges collés de différent diamètres (6, 9, 12 et 16 mm² de section) est la suivante :

1- Préparation

- Alignement du mordu sur les empreintes,
- découpe du maxillaire,
- découpe de la mandibule,
- alignement occlusal,
- sculpter le maxillaire,
- sculpter la mandibule.

2- Ligne cervicale

Cette étape consiste à faire reconnaître au logiciel les bonnes lignes de contours de la préparation.

3- Axes

Il s'agira de déterminer l'axe d'insertion et de vérifier l'absence de contre-dépouilles.

4- Conception de l'anatomie (à réaliser quatre fois)

C'est l'étape du choix de la forme de la dent pontique à travers une bibliothèque de sourires, des outils de sculpture permettent ensuite de personnaliser le design de celle-ci.

S'en suit le modelage du connecteur, la forme choisie dans le logiciel est elliptique. Les points de connexion sont placés sur les faces distales de 12 et mésiales de 13. Des retouches de la zone d'épaisseur minimale sont possibles.

C'est l'étape de conception qui nous intéresse le plus. En effet c'est ici que se fait le modelage du diamètre de connexion.

Pour cette étude il a été décidé de créer quatre bridges collés cantilever avec des zones d'épaisseur minimale de 6 mm², 9mm², 12mm² et 16 mm².

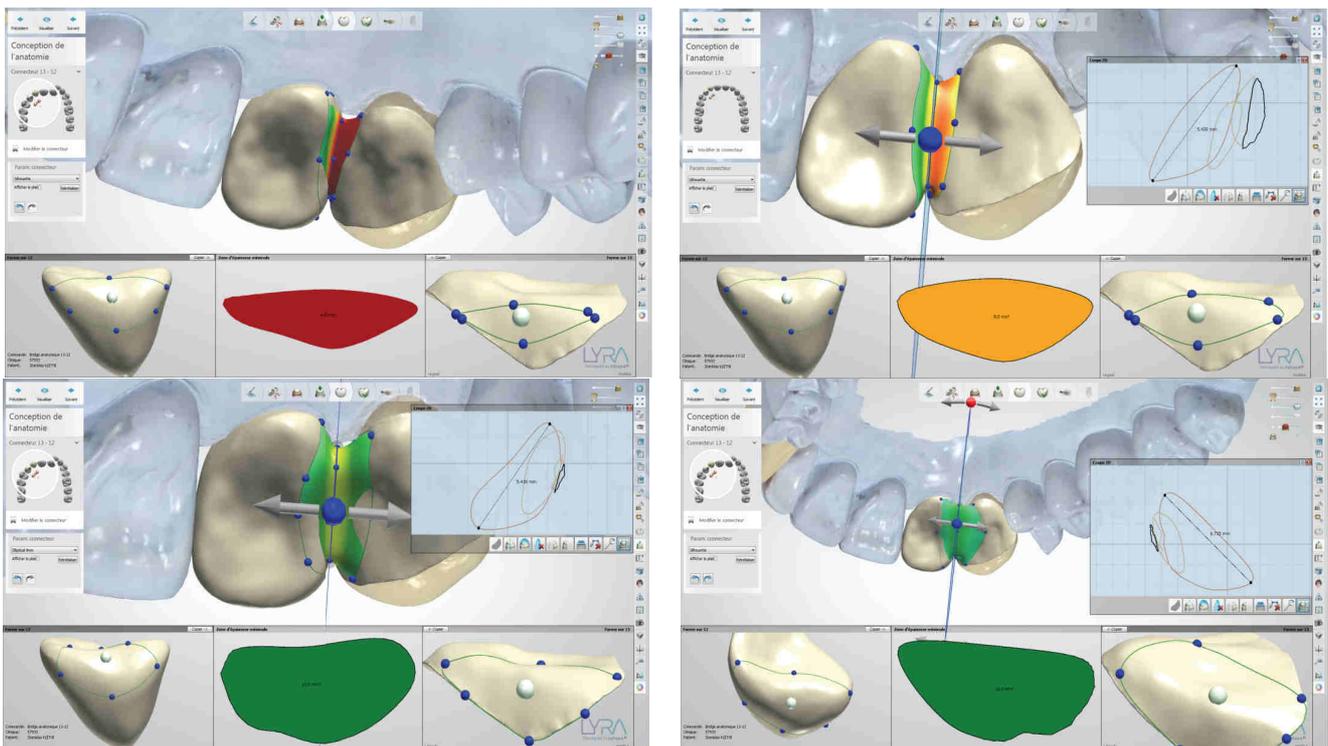


Figure 24 : Modélisation manuelle des armatures de 6, 9, 12 et 16 mm² sur DentalDesigner (respectivement de gauche à droite et de haut en bas).

5- Finalisation

Cette étape permet la vérification du modèle créé et de préparer la fabrication assistée par ordinateur qui ne sera pas utilisée dans notre cas. Le modèle est enregistré et une manipulation du logiciel permet d'en extraire les fichiers universels .STL qui sont :

- celui de l'arcade dentaire et
- ceux des quatre pièces prothétiques de différents diamètres de section précédemment créées.

3.2. Création des volumes

Les fichiers STL « arcade dentaire » et « bridge collé » sont importés distinctement dans quatre répertoires pour chacune des sections dans le logiciel Geomagic Studio 2012 (Geomagic GmbH, Germany). Ce logiciel permet de relier les points du nuage de points par des surfaces formant ainsi un volume clos.

1 - Détourage de la dent numéro 13

La première étape consiste à détourer la canine maxillaire au niveau du sulcus gingival. La frontière ainsi détourée de cette « coque » est ensuite extrudée d'1mm en direction apicale et fermée pour créer un socle à la dent. Cette étape, contrairement aux suivantes, est réalisée une seule fois et le fichier en résultant va servir pour les quatre modèles.

2 - Alignement des volumes

L'outil d'alignement par n-points du logiciel est utilisé pour approcher les volumes de manière grossière. Un affinage manuel permet ensuite d'optimiser cet alignement. Les deux volumes ne se touchent volontairement pas pour créer un espace entre préparation dentaire et intrados prothétique qui nous servira à modéliser le polymère de collage plus tard. Cet espace mesure environ 100 microns.

3 - Lissage des volumes

L'outil de lissage est utilisé pour adoucir les surfaces composant nos deux volumes.

4 - Création des solides

L'outil manuel de création des solides est utilisé. Les différentes étapes vont consister en la création des contours, des patches, puis des grilles et enfin des surfaces.

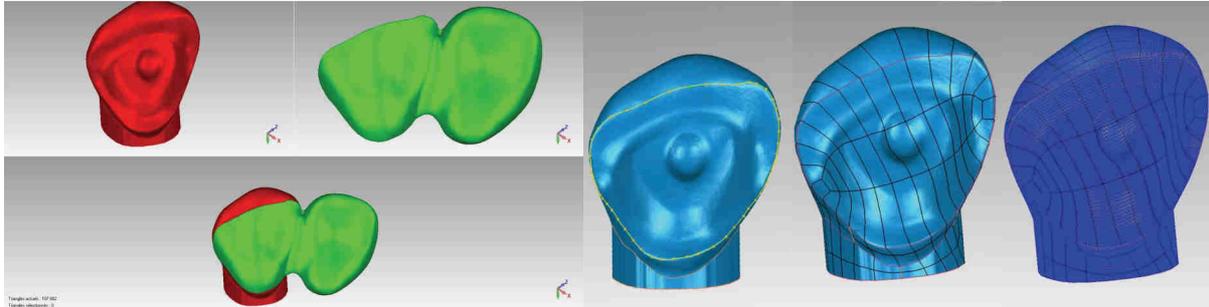


Figure 25 (de gauche à droite) : Alignement des 2 fichiers .stl dans l'espace, délimitation de la frontière de la préparation, création des patches, maillage de la surface.

Quatre fichiers correspondant aux quatre diamètres de connexion sont enregistrés au format .IGES (International Graphics Exchange Standard).

3.3. Création des éléments finis

3.3.1 Création des solides

Ces manipulations sont réalisées pour chaque diamètre de connexion.

Les fichiers .IGES « dent » et « céramique » sont importés dans le logiciel Patran 2010 (MSC Software, Germany). Ce logiciel permet la transformation d'un volume en un solide et enfin en éléments finis. Il est nécessaire de configurer le logiciel en millimètres car c'est l'unité de mesure de notre fichier .IGES.

3.3.2 Solide « dent » et solide « céramique »

Chaque fichier est importé dans son groupe et transformé en solide.

Le groupe dent est bleu et le groupe céramique est rouge.

3.3.3 Solide « colle »

La colle joue un rôle d'amortisseur de contraintes entre l'intrados du bridge collé cantilever et la surface d'émail préparée avec laquelle elle est en contact. Elle sera représentée par le groupe jaune.

Le choix de l'épaisseur s'est fait par les contraintes informatiques vu précédemment dans l'alignement des deux volumes. En effet, le lissage des volumes, la tolérance du scanner ainsi que l'approximation du logiciel de CAO DentalManager™ a provoqué un espacement hétérogène de 50 à 150 μm (99).

Bien que l'épaisseur idéale du polymère de collage soit comprise entre 50 et 100 μm , cette variation n'est pas aberrante car une différence de résistance à la rupture de la céramique devient significative à partir de 300 μm (100).

En effet, cette diminution de la résistance est due à l'augmentation de la rétractation du composite de collage lors de la polymérisation (101).

Il est à noter que la résistance à la fracture en fonction de l'épaisseur de la colle est également dépendante de l'épaisseur de la céramique (102).

Pour créer la colle, nous commençons par créer le groupe colle. Le fichier « dent » est importé et les surfaces du volume n'ayant pas de contact avec la colle sont supprimées de manière à obtenir un feuillet composé des surfaces de l'émail préparé.

La même opération est réalisée avec le fichier « céramique » et le deuxième feuillet est donc composé uniquement par les surfaces de l'intrados prothétique.

Enfin, les 2 feuillets sont reliés entre eux par des surfaces sur la totalité de la tranche formant ainsi un volume clos qui sera transformé en volume dans le même logiciel.

4. Création des éléments finis

4.1. Maillage des solides en 2 dimensions

La bonne gestion des interfaces de contacts colle-céramique et colle-émail est nécessaire pour la réussite de la simulation. En effet, les nœuds au contact de ces tissus doivent être mis en contact avec précision pour ne pas induire d'erreur dans la transmission des contraintes ou même rendre le calcul impossible.

Pour cela, un maillage en 2D est créé pour guider les éléments lors du maillage en 3D.

4.1.1 Interface colle-céramique

Les surfaces du solide colle qui sont en contact avec la céramique sont maillées avec des éléments finis de type rectangulaires *Quad4 Hybrid* en deux dimensions de longueur d'arrête de 200 microns. Ce maillage servira de trame pour le maillage en 3D afin que les surfaces du solide n'aient pas de défaut de contact ou d'interpénétration.

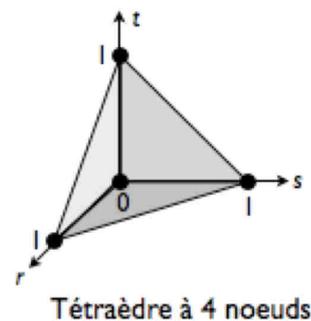
4.1.2 Interface colle-émail

Les surfaces du solide colle qui sont en contact avec l'émail sont maillées avec des éléments finis de type rectangulaires *Quad4 Hybrid* en deux dimensions de longueur d'arrête de 200 microns. Ce maillage servira de trame pour le maillage en 3D afin que les surfaces du solide n'aient pas de défauts de contact ou d'interpénétration.

4.2. Maillage des solides en 3 dimensions

Il s'agit de la transformation des solides en milliers d'éléments finis en trois dimensions. La forme de ces éléments est tétraédrique de premier ordre (pyramide à quatre sommets) de type *Tet4*.

Figure 26 : Élément fini tétraédrique de type *Tet4*.



Il s'agit du type d'élément le plus simple pour mailler un solide de manière automatique non structurée. Leur géométrie de base possède un angle droit. Les forces et contraintes qui leur sont appliquées sont constantes au sein de chaque élément. Ainsi, il ne faut pas créer des éléments de trop grande taille car le gradient des contraintes est lié à la taille de ceux-ci. Le risque étant donc d'obtenir des écarts de résultats important s'il n'y a pas assez d'éléments pour mailler le solide.

De plus, ces éléments sont géométriquement rectilignes alors que la surface externe des solides est incurvée. La géométrie obtenue est dite « en facettes », il est donc nécessaire d'utiliser un nombre suffisant d'éléments pour ne pas déformer le solide et diminuer les écarts.

Les solides sont maillés séparément. Le travail en 2D précédent va servir de matrice au maillage en 3D au niveau des interfaces, c'est-à-dire que les tétraèdres vont se baser sur les éléments finis rectangulaires en 2D de la colle servant ainsi de frontière pour se structurer et diminuant le risque d'erreurs. Pour ne pas induire d'erreur, les éléments 3D ont été créés avec une longueur d'arrête de 200 microns.

	6 mm²	9 mm²	12 mm²	16 mm²
Dent	155 419	185 221	173 041	161 637
Colle	13 646	31 996	14 662	11 191
Céramique	151 754	245 353	172 402	169 254

Tableau 3 : Nombre d'éléments finis en 3D par matériaux en fonction du diamètre de section du bridge collé.

4.3. Propriétés mécaniques des solides

Dernière étape de progression dans le logiciel Patran 2010, elle consiste à appliquer des propriétés aux nœuds des éléments en 3D de chaque matériau. Chaque élément des solides est caractérisé par un module de Young et un coefficient de Poisson. Cette étape transforme les éléments en éléments finis.

Dans cette étude l'ensemble des matériaux sont isotropes, homogènes et élastiques linéaires.

4.3.1 Propriétés mécaniques de l'émail

Comme cela a été vu précédemment, chacun des matériaux se voit attribuer des caractéristiques telles que le module de Young et le coefficient de Poisson. Ces valeurs se retrouvent dans la littérature.

- Module de Young $E_{\text{email}} = 84100 \text{ MPa}$ (103, 104)
- Coefficient de Poisson $\nu_{\text{email}} = 0,33$ (105)

4.3.2 Propriétés mécaniques de la céramique

4.3.2.1 Vitrocéramique

Le choix des valeurs de la céramique s'est porté sur celles de l'IPS e.max[®] de la société Ivoclar Vivadent. En effet il s'agit d'une céramique à base de disilicate de lithium de la famille des vitrocéramiques qui présente des caractéristiques optiques et mécaniques adaptées aux restaurations en céramique collée dans le secteur esthétique. Il s'agit d'une des céramiques les plus utilisées actuellement.

Les valeurs du module de Young et du coefficient de Poisson sont reprises des données du fabricant Ivoclar Vivadent.

- Module de Young $E_{\text{Emax}}^{\text{®}} = 95000 \text{ MPa}$
- Coefficient de Poisson $\nu_{\text{Emax}}^{\text{®}} = 0,3$

4.3.2.2 Zircone

Afin de réaliser la comparaison des matériaux dans notre étude, le choix de la 2^e céramique étudiée s'est arrêté sur la zircone. Connue pour ses propriétés mécaniques importantes dues à sa densité, elle présente cependant une esthétique et une aptitude au collage moindres que les vitrocéramiques. En effet, elle ne contient pas de phase vitreuse et ne laisse pas passer la lumière. La zircone utilisée en dentaire est la Zircone Y-TZP (Yttrium – Tetragonal Zirconia Polycrystals ou aussi zircone poly-cristalline tétragonale stabilisée par l'oxyde d'yttrium en français).

Les valeurs inhérentes à la zircone sont :

- Module de Young $E_{\text{zircone}} = 210000 \text{ MPa}$ (106)
- Coefficient de Poisson $\nu_{\text{zircone}} = 0,31$ (106)

4.3.3 Propriétés mécaniques de la colle

4.3.3.1 Collage du disilicate de lithium

La colle présentant notre préférence pour cette étude est celle du Variolink II[®] de la société Ivoclar Vivadent. En effet, il s'agit d'une colle largement utilisée et reconnue pour ses capacités de collage élevées tout en ayant un protocole d'utilisation accessible au praticien. Par ailleurs, ses valeurs sont représentatives des autres résines de collage.

Les valeurs de la résine de collage sont:

- Module de Young $E_{\text{Variolink}}^{\text{®}} = 8300 \text{ MPa}$ (107);
- Coefficient de Poisson $\nu_{\text{Variolink}}^{\text{®}} = 0,3$ (108).

4.3.3.2 Collage de la zircone

La zircone a longtemps été vue comme impossible à coller de par sa structure sans matrice vitreuse (et donc non mordançable). Cependant, depuis les 10 dernières années, des travaux prometteurs ont proposé le collage de la zircone.

Pour Kern, le protocole de collage de la zircone le plus fiable par sa facilité de mise en œuvre est d'utiliser un adhésif à base de monomère MDP (methacryloyloxydecyl dihydrogen-phosphate). Nous prendrons les valeurs inhérentes au Panavia F2.0[®] (Kuraray, Japon) qui sont les suivantes :

- Module de Young $E_{\text{Panavia F2.0}}^{\text{®}} = 9800 \text{ MPa}$ (109)
- Coefficient de Poisson $\nu_{\text{Panavia F2.0}}^{\text{®}} = 0,31$

Matériau	Module de Young	Coefficient de Poisson
Email dentaire	84,1 GPa	0,33
Emax [®]	95 GPa	0,24
Variolink [®]	8,3 GPa	0,3
Zircone	220 GPa	0,28
Panavia F2.0 [®]	9,8 GPa	0,31

Tableau 4 : Module de Young et coefficient de poisson des différents matériaux des modèles.

4.4. Analyse

L'analyse est lancée dans le logiciel Patran 2010 et un fichier .BDF (Bitmap Distribution Format) est enregistré.

5. Préparation des calculs

Le fichier .BDF est importé dans le dernier logiciel de la chaîne, il s'agit du solveur, Marc Mentat 2010 (MSC Softwares, Germany). Il permet de résoudre les équations aux dérivées partielles qui représentent le déplacement des nœuds en calculant les déformations et contraintes internes qui naissent suite à l'application d'une force externe en fonction du module de Young et du coefficient de Poisson de chacun des éléments.

5.1. Orientation des dents dans l'espace

Pour que les conditions d'application des contraintes et de calculs soient les mêmes sur chacun des modèles de différents diamètres et matériaux, ceux-ci doivent être orientés de la même manière soit :

- l'axe mésio-distal selon l'axe X,
- l'axe vestibulo-lingual selon l'axe Y,
- l'axe corono-radulaire par l'axe Z.

Le modèle initial de la préparation de la dent a été orienté selon ces axes et l'ensemble des modèles respecte donc cette consigne.

5.2. Vérification des contacts entre les matériaux

Pour obtenir un résultat optimal dans le solveur, il est nécessaire que la transmission des forces se fasse de la manière la plus juste et réaliste, c'est-à-dire que les matériaux se doivent d'être en contact intime. Cela se traduit informatiquement par un contact des nœuds au niveau des interfaces céramique-colle et colle-dent.

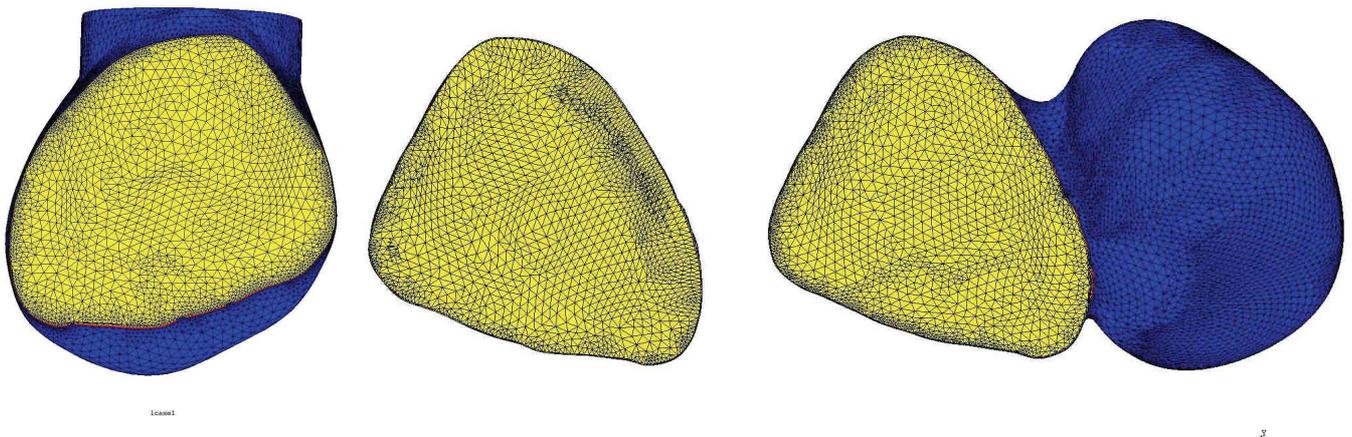


Figure 27 : Contacts au niveau de l'interface de la dent, de la colle et de la céramique (de gauche à droite).

5.3. Conditions aux limites

Ces conditions vont permettre de reproduire l'environnement réel de la dent et de la restauration.

5.3.1 Fixation du modèle

La première condition appliquée au calcul est la fixation de la dent à sa base pour empêcher son mouvement lors de l'application des forces. Ainsi les nœuds du « socle » précédemment créé n'acceptent pas de déplacement dans aucun des axes X, Y et Z. Ceci constitue un biais sur lequel nous reviendrons car cette absence de mouvement est contraire au comportement réel du ligament alvéolo-dentaire qui joue un rôle d'amortisseur et encaisse certaines contraintes.

5.3.2 La force occlusale

La canine a une importance majeure dans la cinématique masticatoire mandibulaire. En effet, elle apporte une grande résistance mécanique transversale par la fonction canine mais possède aussi une fonction proprioceptive.

Hors pathologie articulaire et fonction de groupe (antérieure, postérieure ou étendue), les canines sont les seules guides du mouvement de fermeture mandibulaire avec la face vestibulaire des canines mandibulaires qui rentre en contact inter-canin avec leurs

homologues maxillaires au niveau de leur face palatine. Les canines, grâce à la proprioception du ligament vont corriger la trajectoire mandibulaire pour guider la mandibule vers l'occlusion d'intercuspidie maximale après glissement intercanin (110). Les dents du groupe antérieur supérieur (incisives et canines) subissent donc une force postéro-antérieure dirigée vers le vestibule et en haut.

La force de mastication développée sur les incisives lors de la phase d'incision n'est pas très importante.

Les études portant sur les forces masticatoires maximales ne s'intéressent que rarement au secteur incisif et sont surtout imprécises sur les valeurs rapportées à une seule dent car elles se cantonnent souvent à la mention du « bloc antérieur ».

Cependant la littérature mentionne quand même quelques valeurs.

Une étude portant sur 125 personnes âgées de 15 à 65 ans (111), enregistrant les forces masticatoires à travers une fourchette de morsure, indique que la force maximale de mastication du secteur incisif est de 19,3kg (= 190N) écart-type de 7,3kg (= 71,5N) pour les hommes et 15,7kg (= 154N) écart-type de 5,6kg (= 55N) pour les femmes soit une force de 47,5N ramenée à une seule incisive. (1N = 0,102kg).

Une deuxième étude portant sur 16 patients âgés en moyenne de 23,2 ans présentant une denture complète et sans troubles des ATM ni parodontopathies. La force masticatoire est enregistrée par un film indicateur de pression. Les résultats montrent une force occlusale antérieure de 65,3N (écart-type de 54,4N) soit une extrapolation pour une seule dent antérieure de 10,8 N (écart-type de 9,6 N) (112).

Une étude portant sur 22 patients âgés de 18 à 23 ans en bonne santé, avec une denture complète et sans troubles des ATM ni parodontopathies. La force masticatoire est enregistrée par un film indicateur de pression.

Les résultats mentionnent que les contacts antérieurs (sans distinguer les incisives et canines) ont une valeur moyenne de 14,5N (113).

L'étude par la méthode des éléments finis d'Awadalla et coll. (114) mentionne une force de 35 pounds sur le secteur incisif soit 155,6N. Rapportée à une seule incisive, cela donne une valeur moyenne de 38,9N.

→ Dans ce travail, il a été décidé arbitrairement d'appliquer une force masticatoire de 30N par dent, sur une surface intéressant le tiers coronaire de la surface palatine.

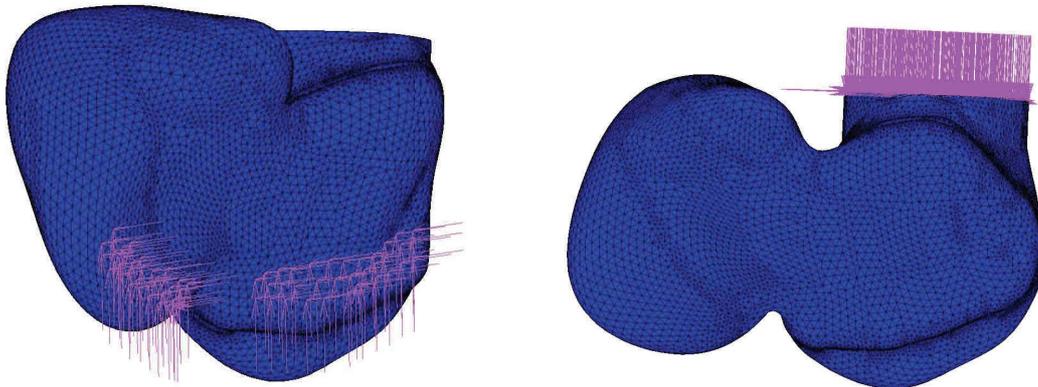


Figure 28 : Vecteurs forces sur la face palatine (à gauche) et fixation de la base de la dent (à droite).

5.3.3 L'angle inter-incisif

L'angle inter-incisif est, chez l'adulte en classe I d'Angle, en moyenne de 135° selon le grand axe de l'incisive maxillaire (c'est-à-dire l'axe Z sur le modèle). L'angle opposé est de 45° . On peut donc décomposer la force masticatoire en 2 vecteurs forces égaux qui se partagent la force de 30N : 15N selon l'axe Y et 15N selon l'axe Z.

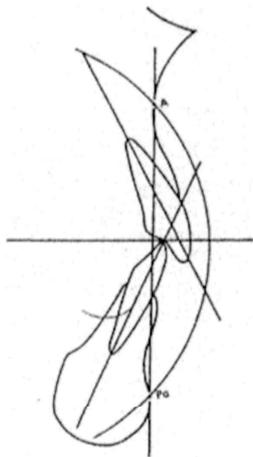


Figure 29 : Angulation interincisive (selon Slavicek).

Partie 4 : Résultats et discussion

1. Résultats

1.1. Introduction

Les calculs sont obtenus dans le fichier résultat du solveur. Ils ont été réalisés sur les solides « dent », « colle » et « céramique ».

Les différents modèles étudiés sont :

- le modèle avec une section de 6 mm^2 ,
- le modèle avec une section de 9 mm^2 ,
- le modèle avec une section de 12 mm^2 ,
- le modèle avec une section de 16 mm^2 .

Chaque modèle a été testé selon 2 matériaux :

- un bridge collé en disilicate de lithium avec sa colle associée (Variolink),
- un bridge collé cantilever en zircone avec sa colle associée (Panavia F2.0).

Les résultats du solide « dent » ne seront pas étudiés car notre travail porte sur le comportement de la céramique. Il est à noter que le solide « dent » ne reproduit pas la racine complète et ne comporte ni dentine ni pulpe.

Les résultats ne permettent que des comparaisons entre modèles par éléments finis réalisés sur la même base. Les modèles étant réalisés sur la même préparation et ne différant que par leur forme, il est possible de les comparer tout en connaissant les biais. Cependant, l'extrapolation vers les valeurs de résistance des matériaux calculées in vitro n'est pas possible.

Les valeurs des contraintes sont exprimées en méga-pascals MPa qui est l'unité de pression. Les déformations élastiques sont sans unité.

1.2. Echelle

Pour que la comparaison visuelle soit parlante, les échelles ont été normalisées sur tous les modèles. Les valeurs négatives ont été ignorées car elles correspondent aux contraintes de compression qui ne nous intéressent pas dans le cadre de ce travail.

1.3. Etude de la céramique

La céramique est un matériau à rupture fragile qui supporte bien les contraintes de compression mais très peu les contraintes de traction et de flexion qui ont tendance à ouvrir les fissures et défauts du matériau provoquant sa rupture.

Nous analysons la contrainte de Von Mises qui, même si en tant que résultante de toutes les contraintes perd le signe correspondant à la traction ou la compression, elles permettent quand même de visualiser les zones de répartition de ces contraintes.

Nous étudierons également les déformations élastiques qui s'opèrent dans le solide céramique.

1.3.1 Contrainte équivalente de Von Mises

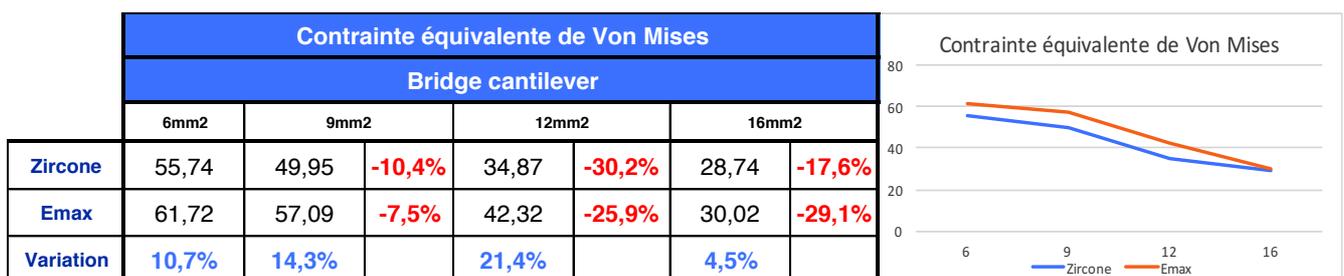


Tableau et graphique associé 5 : Contrainte équivalente de Von Mises maximale (en MPa) dans le solide céramique en fonction des modèles. En rouge, l'évolution des contraintes (en %) en fonction du diamètre de section par rapport au diamètre de section inférieur du même matériau. En bleu, évolution des contraintes (en %) entre l'emax et la zircone pour une même section.

Interprétations

La comparaison des contraintes équivalentes de Von Mises que subit la céramique en fonction des différentes sections permet de remarquer que :

- Les contraintes équivalentes de Von Mises se concentrent au niveau de l'embrasure occlusale de la connexion ainsi que de la périphérie vestibulaire de celle-ci.
- Les contraintes équivalentes de Von Mises diminuent avec l'augmentation du diamètre de la connexion.
- Les valeurs maximales sont plus grandes pour les bridges réalisés en emax que pour ceux en zircone, et celles-ci sont de l'ordre de 4,5% (pour le modèle de 16 mm²) à 21,4% (pour le modèle à 12 mm²) supérieures.

1.3.2 Déformation élastique selon l'axe mésio-distal X

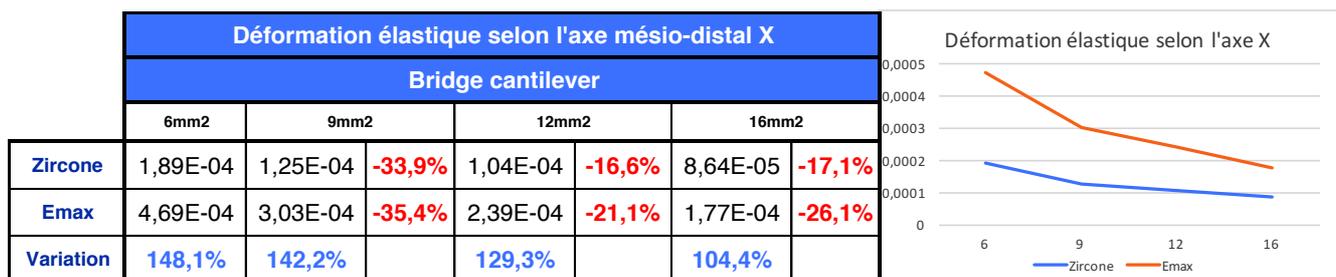


Tableau et graphique associé 6 : Déformation élastique maximale selon l'axe mésio-lingual X (sans unité) dans le solide céramique en fonction des modèles. En rouge, l'évolution des contraintes (en %) en fonction du diamètre de section par rapport au diamètre de section inférieur du même matériau. En bleu, évolution des contraintes (en %) entre l'emax et la zircone pour une même section.

Interprétations

La comparaison des déformations élastiques selon l'axe mésio-distal X que subit la céramique en fonction des différentes sections permet de remarquer que :

- Les déformations élastiques selon l'axe mésio-distal sont plus importantes dans la pièce en emax que dans celle en zircone.
- Les déformations élastiques selon l'axe mésio-distal diminuent avec l'augmentation du diamètre de connexion : d'abord fortement entre les modèles de 6 et 9 mm² (environ -35%) puis plus légèrement entre les modèles de 9, 12 et 16 mm² (environ -17% pour les modèles en zircone et -26% pour l'emax).

- La différence de déformation élastique dans l'axe mésio-distal entre l'emax et la zircone diminue progressivement avec l'augmentation du diamètre de connexion.

1.3.3 Déformation élastique selon l'axe vestibulo-lingual Y

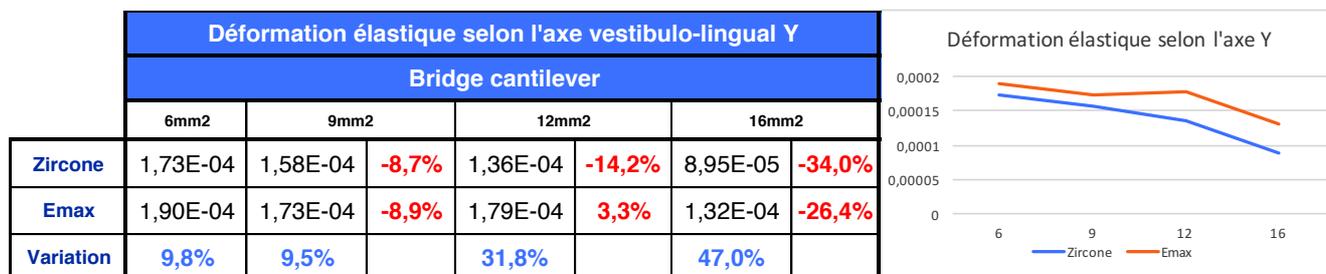


Tableau et graphique associé 7 : Déformation élastique maximale selon l'axe vestibulo-lingual Y (sans unité) dans le solide céramique en fonction des modèles. En rouge, l'évolution des contraintes (en %) en fonction du diamètre de section par rapport au diamètre de section inférieur du même matériau. En bleu, évolution des contraintes (en %) entre l'emax et la zircone pour une même section.

Interprétations

La comparaison des déformations élastiques selon l'axe vestibulo-lingual Y que subit la céramique en fonction des différentes sections permet de remarquer que :

- Les déformations élastiques selon l'axe vestibulo-lingual sont plus importantes dans la pièce en emax que dans celle en zircone.
- Les déformations élastiques selon l'axe vestibulo-lingual diminuent avec l'augmentation du diamètre de section pour les deux matériaux. Cette diminution est la plus marquée entre le modèle de 12 et 16 mm².
- Contrairement aux déformations élastiques selon l'axe mésio-distal, la différence de déformation élastique entre la zircone et l'emax augmente en fonction de la section de la connexion : on passe de 10% d'écart sur les modèles de 6 et 9 mm² à 47% sur le modèle de 16 mm².

1.3.4 Déformation élastique selon l'axe occluso-cervical Z

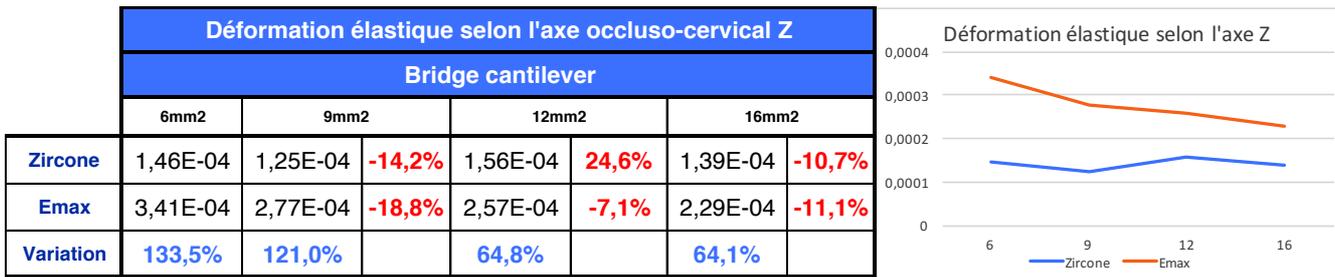


Tableau et graphique associé 8 : Déformation élastique maximale selon l'axe occluso-cervical Z (sans unité) dans le solide céramique en fonction des modèles. En rouge, l'évolution des contraintes (en %) en fonction du diamètre de section par rapport au diamètre de section inférieur du même matériau. En bleu, évolution des contraintes (en %) entre l'emax et la zircone pour une même section.

Interprétations

La comparaison des déformations élastiques selon l'axe occluso-cervical Z que subit la céramique en fonction des différentes sections permet de remarquer que :

- La déformation élastique selon l'axe occluso-cervical diminue avec l'augmentation de la section de la connexion pour les modèles en emax.
- La déformation élastique selon l'axe occluso-cervical reste globalement stable avec l'augmentation de la section de la connexion pour les modèles en zircone.
- La déformation élastique est plus importante dans une pièce en emax que dans une pièce en zircone et la différence entre la zircone et l'emax diminue avec l'augmentation de la section : elle diminue de moitié entre les modèles de 6 et 9 mm² (respectivement 133,5% et 121%) et ceux de 12 et 16 mm² (64,8% et 64,1%).

1.3.5 Contrainte de traction selon l'axe méso-distal X

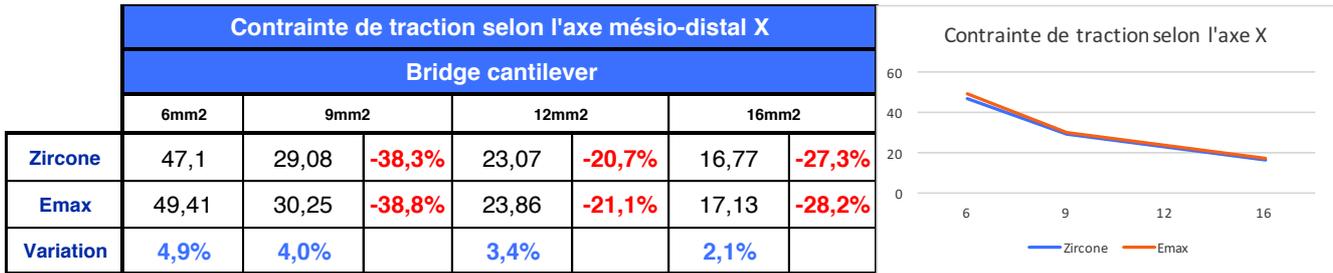


Tableau et graphique associé 9 : Contrainte de traction maximale selon l'axe méso-distal X (sans unité) dans le solide céramique en fonction des modèles. En rouge, l'évolution des contraintes (en %) en fonction du diamètre de section par rapport au diamètre de section inférieur du même matériau. En bleu, évolution des contraintes (en %) entre l'emax et la zircone pour une même section.

Interprétations

La comparaison des contraintes de traction maximale selon l'axe méso-distal X que subit la céramique en fonction des différentes sections permet de remarquer que :

- La contrainte de traction décroît progressivement avec l'augmentation du diamètre de la section. On note la diminution la plus importante pour les pièces entre 6 et 9 mm².
- La contrainte de traction est quasi similaire, que la pièce soit en zircone ou bien en emax (maximum 4,9% de différence pour la pièce de 6 mm²).

1.3.6 Contrainte de traction selon l'axe vestibulo-lingual Y

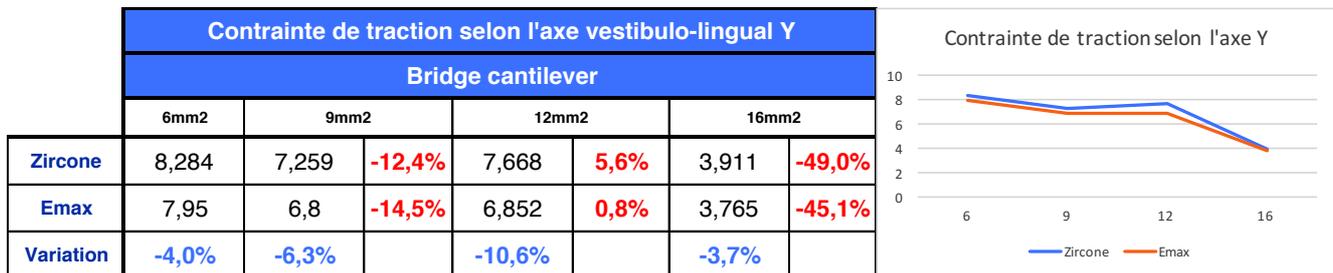


Tableau et graphique associé 10 : Contrainte de traction maximale selon l'axe vestibulo-lingual Y (sans unité) dans le solide céramique en fonction des modèles. En rouge, l'évolution des contraintes (en %) en fonction du diamètre de section par rapport au diamètre de section inférieur du même matériau. En bleu, évolution des contraintes (en %) entre l'emax et la zircone pour une même section.

Interprétations

La comparaison des contraintes de traction maximale selon l'axe vestibulo-lingual Y que subit la céramique en fonction des différentes sections permet de remarquer que :

- La contrainte de traction ne varie que peu entre les modèles de 6, 9 et 12 mm² (maximum -14,5% de variation) mais elle diminue quasiment de moitié entre les modèles de 12 et 16 mm².
- La contrainte de traction est ici aussi quasi équivalente, que la pièce soit en zircone ou bien en emax (maximum -10,6% de différence pour la pièce de 6mm²). A noter qu'ici c'est l'emax qui enregistre, pour chaque section, des contraintes inférieures à la zircone.

1.3.7 Contrainte de traction selon l'axe occluso-cervical Z

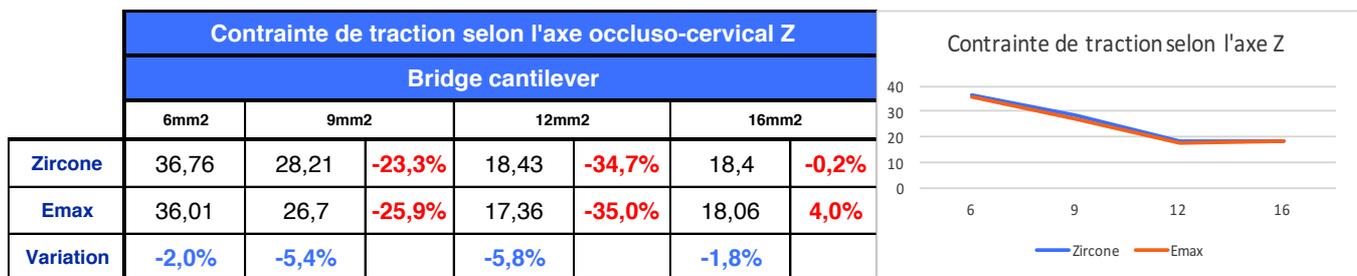


Tableau et graphique associé 11 : Contrainte de traction maximale selon l'axe occluso-cervical Z (sans unité) dans le solide céramique en fonction des modèles. En rouge, l'évolution des contraintes (en %) en fonction du diamètre de section par rapport au diamètre de section inférieur du même matériau. En bleu, évolution des contraintes (en %) entre l'emax et la zircone pour une même section.

Interprétations

La comparaison des contraintes de traction maximale selon l'axe occluso-cervical Z que subit la céramique en fonction des différentes sections permet de remarquer que :

- La contrainte de traction diminue avec l'augmentation de diamètre de connexion entre les sections de 6 à 12 mm² et est stable entre 12 et 16 mm².
- La contrainte de traction est ici aussi quasi équivalente, que la pièce soit en zircone ou bien en emax. Elle est très légèrement inférieure pour la pièce en emax (maximum 5,8% inférieure).

1.4. Etude du polymère de collage

Nous analysons la contrainte de Von Mises, qui, même si en tant que résultante de toutes les contraintes perd le signe correspondant à la traction ou la compression, elles permettent quand même de visualiser les zones de répartition de ces contraintes.

Dans le cadre de la colle, les contraintes de cisaillement sont étudiées car c'est elles qui provoquent le décollement de la pièce prothétique.

Nous étudierons également, comme dans la céramique, les déformations élastiques qui s'opèrent dans le solide colle.

1.4.1 Contrainte équivalente de Von Mises

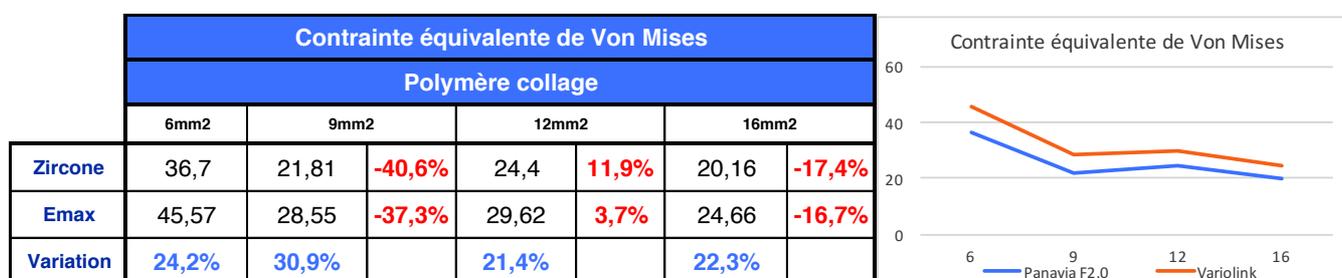


Tableau et graphique associé 12 : Contrainte équivalente de Von Mises maximale (en MPa) dans le solide colle en fonction des modèles. En rouge, l'évolution des contraintes (en %) de la colle en fonction du diamètre de section de la céramique par rapport au diamètre de section inférieur. En bleu, évolution des contraintes (en %) entre le Variolink et le Panavia F2 .0 pour une même section.

Interprétations

La comparaison de la contrainte équivalente de Von Mises que subit la colle en fonction des différentes sections de céramique permet de remarquer que :

- Les contraintes équivalentes de Von Mises sont plus faibles dans la colle lorsque la pièce est en zircone que lorsqu'elle est en emax.
- Les valeurs maximales se réduisent de manière importante entre les modèles de 6 et 9 mm² (-40,6% pour la zircone et -37% pour l'emax) tandis qu'elles varient plus faiblement (maximum -17%) entre les modèles de 9, 12 et 16 mm².
- La différence entre les matériaux est globalement constante et comprise entre 21,4% et 30,9%.

- Les contraintes de Von Mises sont localisées au niveau de la partie périphérique mésiale du polymère de collage.

1.4.2 Contrainte de cisaillement

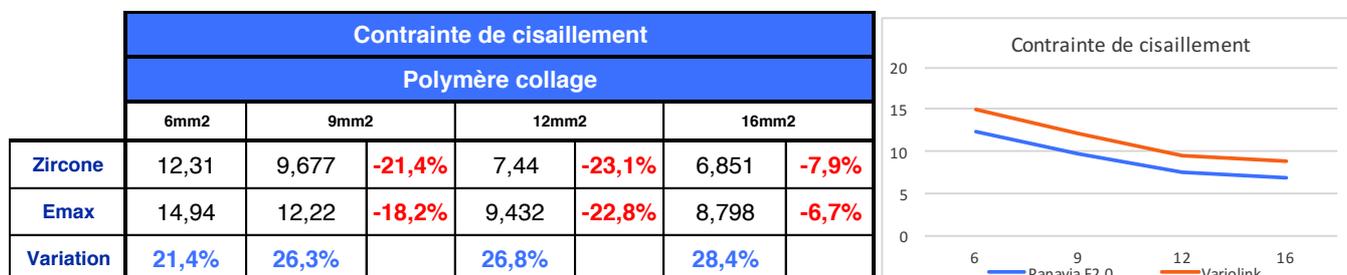


Tableau et graphique associé 13 : Contrainte de cisaillement maximale (en MPa) dans le solide colle en fonction des modèles. En rouge, l'évolution des contraintes (en %) de la colle en fonction du diamètre de section de la céramique par rapport au diamètre de section inférieur. En bleu, évolution des contraintes (en %) entre le Variolink et le Panavia F2.0 pour une même section.

Interprétations

La comparaison des contraintes de cisaillement que subit la colle en fonction des différentes sections de céramique permet de remarquer que :

- La contrainte de cisaillement dans la colle diminue avec l'augmentation de la section du bridge.
- Les contraintes dans la colle, lorsque la pièce est en zircone, sont moins importantes (entre 21,4% et 28,4%) que lorsque l'on utilise de l'emax.
- Si la diminution des contraintes est constante entre les modèles de 6, 9 et 12 mm² (entre -18,2 et -23,1%), elle est plus faible entre les modèles de 12 et 16 mm² (-7,9% pour la zircone et -6,7% pour l'emax).
- Les contraintes de cisaillement sont localisées au niveau de la partie périphérique mésiale du polymère de collage.

1.4.3 Déformation élastique selon l'axe méso-distal X

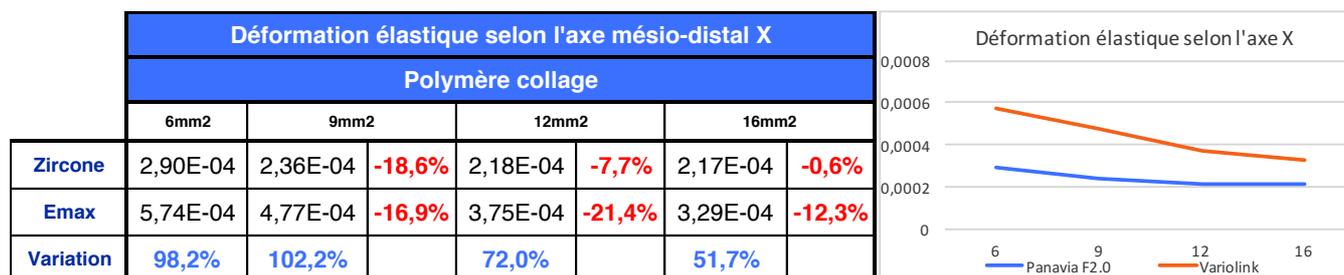


Tableau et graphique associé 14 : Déformation élastique maximale selon l'axe méso-distal X (sans unité) dans le solide colle en fonction des modèles. En rouge, l'évolution des contraintes (en %) de la colle en fonction du diamètre de section de la céramique par rapport au diamètre de section inférieur. En bleu, évolution des contraintes (en %) entre le Variolink et le Panavia F2 .0 pour une même section.

Interprétations

La comparaison de la déformation élastique selon l'axe méso-distal X que subit la colle en fonction des différentes sections de céramique permet de remarquer que :

- La déformation élastique est plus importante dans la colle lorsque la pièce est en emax, que lorsque la pièce est en zircone.
- La différence de déformation élastique entre la zircone et l'emax diminue avec l'augmentation de la section de la pièce : elle est deux fois plus élevée pour les pièces en emax des modèles de 6 et 9 mm² que pour celles en zircone et de moitié plus élevée pour les pièces en emax des modèles de 16 mm² que pour celles en zircone.
- Plus la section de la pièce en zircone augmente, moins la déformation élastique de la colle varie pour tendre vers une différence quasi nulle entre les modèles de 12 et 16 mm².
- Lorsque la section de la pièce en emax augmente, la diminution de déformation élastique dans la colle est plus constante (entre -12,3% et -21,4%).

1.4.4 Déformation élastique selon l'axe vestibulo-lingual Y

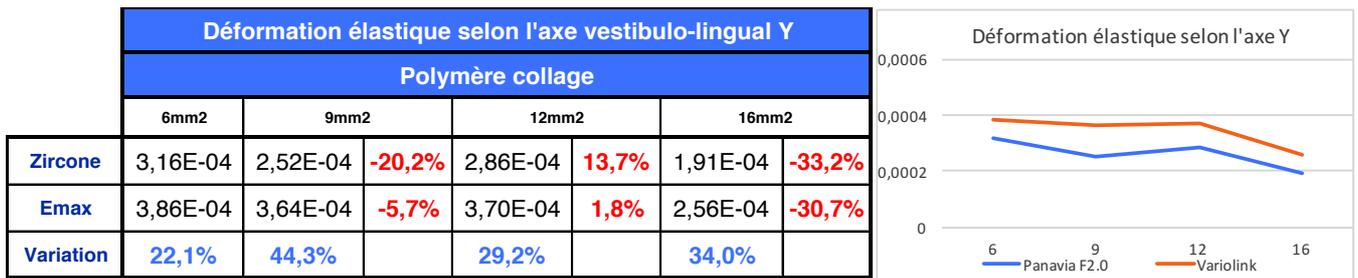


Tableau et graphique associé 15 : Déformation élastique maximale selon l'axe vestibulo-lingual Y (sans unité) dans le solide colle en fonction des modèles. En rouge, l'évolution des contraintes (en %) de la colle en fonction du diamètre de section de la céramique par rapport au diamètre de section inférieur. En bleu, évolution des contraintes (en %) entre le Variolink et le Panavia F2 .0 pour une même section.

Interprétations

La comparaison de la déformation élastique selon l'axe vestibulo-lingual Y, que subit la colle en fonction des différentes sections de céramique, permet de remarquer que :

- La déformation élastique est plus importante dans la colle lorsque la pièce est en emax, que lorsque la pièce est en zircone.
- Lorsque la section de la pièce augmente, la déformation élastique dans la colle diminue, excepté pour le modèle de 12 mm² où l'on note une légère augmentation de 13,7% lorsque la pièce est en emax, et une différence quasi nulle (1,8%) pour une pièce en zircone.
- La différence de déformation au niveau de la colle entre une pièce en zircone et une pièce en emax varie de 22,1% jusqu'à 44,3%.

1.4.5 Déformation élastique selon l'axe occluso-cervical Z

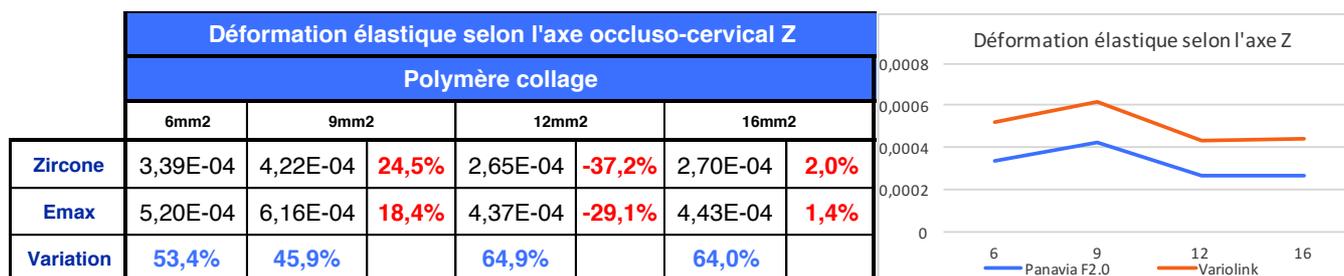


Tableau et graphique associé 16 : Déformation élastique maximale selon l'axe occluso-cervical Z (sans unité) dans le solide colle en fonction des modèles. En rouge, l'évolution des contraintes (en %) de la colle en fonction du diamètre de section de la céramique par rapport au diamètre de section inférieur. En bleu, évolution des contraintes (en %) entre le Variolink et le Panavia F2 .0 pour une même section.

Interprétations

La comparaison de la déformation élastique selon l'axe occluso-cervical Z, que subit la colle en fonction des différentes sections de céramique, permet de remarquer que :

- La déformation élastique est plus importante dans la colle lorsque la pièce est en emax que si lorsque la pièce est en zircone.
- La déformation augmente pour le modèle de 9 mm² avant de rebaisser et de se stabiliser pour le modèle de 16 mm².
- La différence de déformation au niveau de la colle, entre une pièce en zircone et une pièce en emax, varie de 45,9% à 64,9%.

1.4.6 Contrainte de traction selon l'axe méso-distal X

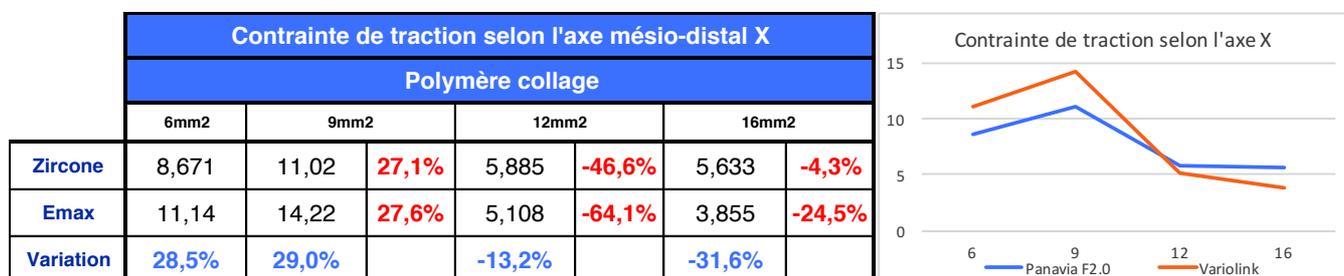


Tableau et graphique associé 17 : Contrainte de traction maximale selon l'axe méso-distal X (sans unité) dans le solide colle en fonction des modèles. En rouge, l'évolution des contraintes (en %) en fonction du diamètre de section par rapport au diamètre de section inférieur du même matériau. En bleu, évolution des contraintes (en %) entre l'emax et la zircone pour une même section.

Interprétations

La comparaison des contraintes de traction maximale selon l'axe mésio-distal X, que subit la colle en fonction des différentes sections, permet de remarquer que :

- La contrainte de traction est la plus importante dans le modèle de 9 mm² (supérieure de 27% au modèle de 6 mm²). Elle décroît ensuite entre les modèles de 9, 12 et 16 mm².
- La contrainte de traction est inférieure dans la colle lorsque la pièce est en zircone, pour les modèles de 6 et 9 mm² (environ 29% de différence). Ensuite, c'est lorsque la pièce est en emax que la colle subit moins de contraintes (-13,2% pour le modèle de 12 mm² et -31,6% pour le modèle de 16 mm²).

1.4.7 Contrainte de traction selon l'axe vestibulo-lingual Y

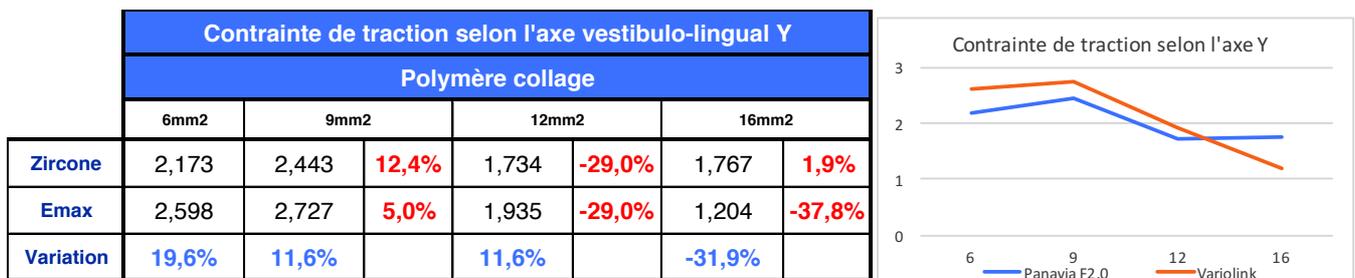


Tableau et graphique associé 18 : Contrainte de traction maximale selon l'axe vestibulo-lingual Y (sans unité) dans le solide colle en fonction des modèles. En rouge, l'évolution des contraintes (en %) en fonction du diamètre de section par rapport au diamètre de section inférieur du même matériau. En bleu, évolution des contraintes (en %) entre l'emax et la zircone pour une même section.

Interprétations

La comparaison des contraintes de traction maximale selon l'axe vestibulo-lingual Y, que subit la colle en fonction des différentes sections, permet de remarquer que :

- La contrainte de traction augmente légèrement dans la colle entre les modèles de 6 et 9 mm². Elle décroît ensuite entre les modèles de 9, 12 et 16 mm² sauf lorsque la pièce est en zircone. Entre 12 et 16 mm², on note des valeurs quasi similaires.
- La contrainte de traction est inférieure d'environ 10 à 20% pour la colle supportant une pièce en zircone au niveau des modèles de 6, 9 et 12 mm². En

revanche, pour le modèle de 16 mm², c'est la colle supportant l'emax qui reçoit 32% de contraintes en moins qu'avec une pièce en zircone.

1.4.8 Contrainte de traction selon l'axe occluso-cervical Z

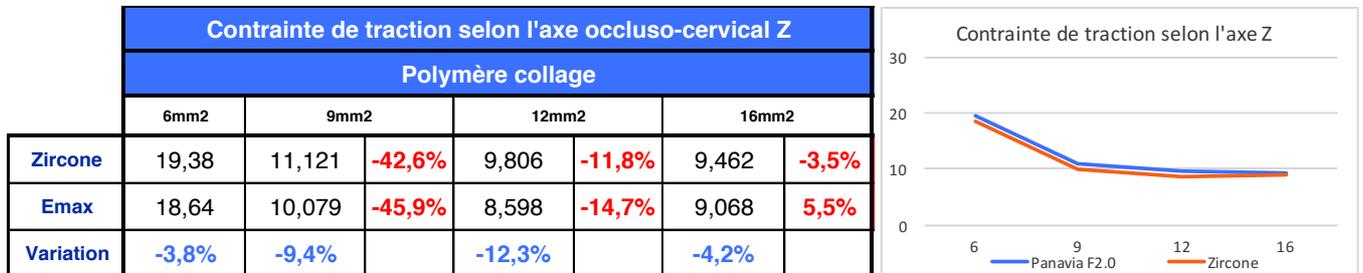


Tableau et graphique associé 19 : Contraintes de traction maximale selon l'axe occluso-cervical Z (sans unité) dans le solide colle en fonction des modèles. En rouge, l'évolution des contraintes (en %) en fonction du diamètre de section par rapport au diamètre de section inférieur du même matériau. En bleu, évolution des contraintes (en %) entre l'emax et la zircone pour une même section.

Interprétations

La comparaison des contraintes de traction maximale selon l'axe occluso-cervical Z, que subit la colle en fonction des différentes sections, permet de remarquer que :

- La contrainte de traction diminue quasiment de moitié entre les sections de 6 et 9 mm² ; la diminution est ensuite plus réduite entre les diamètres plus élevés.
- La contrainte de traction est presque similaire entre les deux matériaux supportés par la colle, avec des valeurs légèrement inférieures pour les modèles supportant la zircone. La variation maximale inter matériaux concerne le modèle de 12 mm².

2. Discussion

2.1. Comparaison des différents modèles

Les différents calculs permettent d'étudier les points où s'exercent les contraintes dans la céramique et la colle et donc les faiblesses de ces matériaux. Ces faiblesses représentent les deux échecs potentiels de la réalisation des bridges collés soit :

- une fracture cohésive de la céramique,
- un décollement de la pièce lié à une détérioration du polymère de collage.

2.2. Fracture de la céramique

La pièce prothétique subit les contraintes de traction et de cisaillement qui fragilisent le matériau. Ces contraintes sont visualisées par la topographie de zone et quantifiées par l'intensité maximale.

L'étude permet de constater que pour les deux matériaux étudiés, une augmentation de leur section diminue l'intensité des contraintes de traction et de cisaillement mais augmente l'étendue des contraintes, ce qui signifie que les contraintes se diffusent dans le matériau.

La zone de fragilité se localise au niveau de l'embrasure incisale qui subit le maximum de traction. L'angle formé par l'embrasure représente une « faille » que les contraintes cherchent à ouvrir.

2.3. Décollement du bridge cantilever

La colle est le matériau le plus fragile dans les restaurations esthétiques en céramique collées.

La colle subit globalement des contraintes plus importantes avec les sections les plus faibles de connexion.

Les points de fragilité de la colle se situent au niveau de la périphérie.

2.4. Limites du modèle

2.4.1 Mastication

Dans ce travail, le chargement se produit de manière ponctuelle ce qui n'est pas conforme à la réalité de l'occlusion, le modèle ne reproduisant pas les mouvements d'incision et de protrusion.

Dans le plan d'occlusion, les faces occlusales des dents postérieures sont remplacées par un bord incisif au niveau du secteur incisivo-canin dont le rôle est de couper.

Les contacts du bloc incisivo-canin avec les dents antérieures antagonistes forment un guide antérieur à la cinématique mandibulaire. Ce guide provoque une désocclusion des dents pluricuspidées et agit comme un cône d'accès à l'élévation mandibulaire vers l'occlusion d'intercuspidie maximale (OIM).

2.4.1.1 Incisive

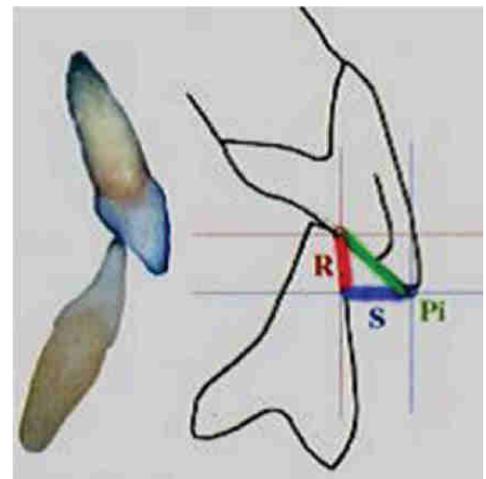
Les incisives présentent une mobilité latérale moyenne de 120 μm (115). Elles participent au guide antérieur en propulsion/rétropulsion par le proglissement des faces vestibulaires des incisives mandibulaires sur les crêtes proximales des incisives maxillaires. Les surfaces de contact entre les incisives maxillaires et mandibulaires représentent la pente incisive. Celle-ci est peut se visualiser dans le triangle décrit par Slavicek formé par le surplomb et le recouvrement incisif (figure 31) (116).

Figure 30 : Triangle de Slavicek.

R = recouvrement,

S = surplomb,

Pi = pente incisive



2.4.1.2 Canine

Les canines présentent une mobilité latérale de 75 μm (115). Elles constituent les dents les plus puissantes de l'appareil manducateur et participent au guide en latéralité lors de la diduction.

2.4.2 Le ligament alvéolo-dentaire

Le ligament alvéolo-dentaire est une structure composée de tissu conjonctif qui encercle la racine et permet sa fixation à l'os.

C'est un tissu hautement vascularisé, innervé et ayant un métabolisme développé. Les différents paquets denses et réguliers de fibres collagéniques qui le composent sont insérés à la fois au niveau de l'os et à la surface externe radiculaire de la dent appelée cément.

On trouve 3 groupes de fibres qui composent ce ligament :

- les fibres obliques qui se dirigent obliquement et apicalement de l'os alvéolaire au cément.
- les fibres crestales qui présentent une orientation opposée à celle des fibres obliques en se dirigeant du sommet de la crête alvéolaire à la partie cervicale de la surface radiculaire
- les fibres horizontales, d'une densité très importante qui forment un cerclage presque continu entre la racine et l'os alvéolaire

Ce ligament permet ainsi de résister aux forces appliquées à la dent en compression et en extension en stimulant le tissu osseux, il distribue les contraintes occlusales au niveau de l'alvéole (117).

Cette compression des fibres a été mesurée et elle correspond à environ :

- 120 μm de mobilité dans le sens vestibulo-lingual de la dent pour les incisives, 75 μm de mobilité moyenne pour les canines (115).
- 25 à 100 μm avec une moyenne de 60 μm dans le sens axial de la dent (118).

Le desmodonte intervient donc dans l'amortissement des contraintes occlusales de la dent qu'il entoure. Même si notre étude s'intéresse au comportement de la céramique et du polymère de collage, cet amortissement n'a pas été modélisé dans notre étude et présente donc un biais.

Une étude de Rees (119) en deux dimensions d'une deuxième prémolaire inférieure testant différents modèles comprenant ou non le ligament alvéolo-dentaire, l'os cortical et l'os spongieux a montré la variation des contraintes dans la dent et l'importance de ces modélisations dans les études dentaires par la méthode des éléments finis.

2.4.3 Le design de la connexion

2.4.3.1 Forme de la connexion

La largeur de la connexion influence peu sur la flexion car elle est inversement proportionnelle à sa largeur. Par contre la flexion est inversement proportionnelle au cube de sa hauteur ainsi la hauteur diminue beaucoup la flexion quand la largeur ne la diminue que de peu (120). Dans le cadre de notre travail, la forme de la section a été réalisée automatiquement par le logiciel de CAO et des différences sont possibles entre les modèles qui ne sont pas des réductions homothétiques.

2.4.3.2 Rayon de courbure de la connexion

Comme nous l'avons vu dans notre expérimentation, la connexion présente un rétrécissement étroit au niveau de l'embrasure occlusale et gingivale pour des raisons esthétiques et fonctionnelles (121) mais elle représente aussi la zone de concentration des contraintes.

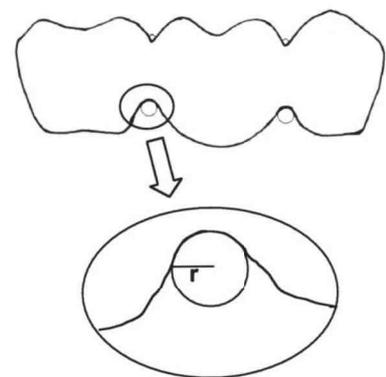


Figure 31 : Représentation schématique du rayon de courbure de la connexion (d'après OH, 2002).

Dans son travail, Oh (88) compare 4 modèles comportant 2 rayons de courbure (0,25 et 0,90mm) au niveau de l'embrasure gingivale et de l'embrasure occlusale.

L'analyse conclu sur le fait que le rayon de courbure de l'embrasure de la connexion joue un rôle essentiel dans la réduction du risque de fracture du matériau.

En effet, dans le cadre d'un bridge 3 éléments, il montre que la résistance à la flexion est fortement liée au rayon de courbure de l'embrasure gingivale. La résistance varie de 140% entre un rayon de 0,25mm et 0,90mm.

Le rayon de courbure de l'embrasure occlusale semble par contre peu influencer (11%) entre un rayon de 0,25mm et 0,90mm ce qui permet de créer des embrasures profondes pour l'esthétique de la restauration.

Cependant, ce résultat est à corrélérer avec l'étude de Uraba (106) (voir paragraphe 4.2.2) qui montre que les zones de contraintes ne sont pas les mêmes entre un bridge 3 éléments et un bridge 2 éléments en extension.

Ceci laisse à penser que le rayon de l'embrasure occlusale jouerait un rôle plus important que celui de l'embrasure gingivale dans la géométrie en extension mais une étude approfondie de l'influence du rayon sur ce type de géométrie est nécessaire pour dresser cette conclusion.

Il est néanmoins possible de dire qu'il advient au prothésiste de trouver un compromis en créant des embrasures gingivales et occlusales ayant le diamètre le plus élevé possible pour améliorer la résistance à la flexion du matériau tout en restant dans les limites esthétiques acceptables.

2.4.4 La méthode des éléments finis

La méthode en elle-même est une simulation informatique. Elle permet de prédire le comportement d'une pièce face à une contrainte mais ne dispense pas d'une étude in vitro.

Nous avons vu dans la deuxième partie de ce travail que la discrétisation géométrique induit une erreur, que l'on cherche à minimiser en augmentant le nombre d'éléments, mais qui est inéluctable. Il ne faut donc pas oublier que la méthode des éléments finis permet la recherche d'un résultat approché et non exactement reproductible in vitro (122).

De plus, cette méthode nous donne une idée de la répartition des contraintes et leur valeur dans la pièce prothétique mais elle ne permet pas de simuler la fracture de la

pièce ni de savoir à quelle force celle-ci intervient. Si les résultats de cette étude montrent que le comportement du disilicate de lithium et de la zircone sont assez proches, cela ne veut pas dire qu'in vitro, le disilicate de lithium ne fracturera pas plus facilement que la zircone.

2.4.5 Vieillessement des matériaux

La fatigue cyclique, l'hydrolyse intrabuccale et les conséquences des variations thermiques sur le comportement mécanique des matériaux ne sont pas modélisés dans cette étude.

3. Analyse de la littérature

Peu d'études par la méthode des éléments finis ont été menées sur le comportement des bridges collés antérieurs, encore moins dans la comparaison du comportement de deux matériaux différents. On peut cependant rapporter deux études complétant notre travail.

3.1.1 Keulemans

L'équipe de Keulemans (123) a mené en 2014 une étude par la méthode des éléments finis similaire à la nôtre.

Les différences se situent au niveau de la dent pilier qui est ici une incisive centrale, le choix d'un maillage beaucoup plus grossier qui simplifie les calculs mais augmente le biais et enfin il a décidé de contraindre les nœuds de la zone distale du bridge en contact avec la canine dans le sens mésio-distal dans le but de mimer le fait que la canine « retient » le bridge. Seulement il ne faut pas oublier que la canine naturelle est aussi mobile physiologiquement.

L'auteur a par contre modélisé l'émail, la dentine et la pulpe. Tout comme notre modèle, il omet la racine, le ligament alvéolo-dentaire et l'os et crée une base fixe de la dent similaire à la nôtre, légèrement sous la jonction amélo-cémentaire. Contrairement à notre travail, les caractéristiques de la colle (module de Young et coefficient de Poisson) ne sont pas adaptées entre les deux matériaux étudiés.

L'ensemble de ces différences donne des résultats foncièrement différents.

	Bridge cantilever			Polymère de collage			Dent		
	Max Principal Stress	Min Principal Stress	Déplacement	Max Principal Stress	Min Principal Stress	Déplacement	Max Principal Stress	Min Principal Stress	Déplacement
Zircone	239,6	-154,3	0,017	27,5	-3,3	0,009	31,7	-7,2	0,009
Disilicate de lithium	197,1	-149,9	0,019	24,5	-3,7	0,009	31,9	-5	0,009
Variation en %	21,56 %	2,94 %	-10,53 %	12,24 %	-10,81 %	0 %	-0,63 %	44 %	0 %

Tableau 20 : Contraintes de traction et de compression maximales (en MPa) et déplacement (en mm) selon le matériau composant le bridge collé cantilever (d'après KEULEMANS, 2014).

On peut donc observer que d'après son travail :

- La zircone encaisse plus de contraintes de traction maximales (21,56%) que le disilicate de lithium et quasiment autant de contraintes de compression maximales (2,94%). Le déplacement de la zircone est inférieur à celui du disilicate de lithium (-10,53%).
- Au niveau du polymère de collage, les contraintes de traction maximales sont plus importantes de 12,24% lorsque l'armature est en zircone mais les contraintes de compression maximales sont réduites de 10,81%. Le déplacement de la colle est similaire entre les deux matériaux.
- Au niveau de la dent (que nous n'avons pas étudié), les contraintes maximales de traction sont quasi similaires, les contraintes maximales de compression sont beaucoup plus importantes lorsque l'armature est en zircone (44%) et le déplacement est comparable.
- La localisation des contraintes se situe au niveau de la connexion, plus précisément au niveau de l'embrasure occlusale, tel que nous l'avons également remarqué dans ce travail.

3.1.2 Uraba (106)

Cette étude par la méthode des éléments finis compare principalement le comportement des bridges collés à 2 ailettes face aux bridges collés à 1 ailette.

Elle nous apprend que la répartition des contraintes de traction n'est pas du tout équivalente entre les géométries : elles sont concentrées au niveau de l'embrasure

cervicale pour les bridges à 2 ailettes tandis qu'elles sont concentrées du côté palatin de l'embrasure occlusale pour les bridges à 1 ailette.

Au niveau de la colle, les contraintes sont plus importantes sur les bridges collés à 1 ailettes mais réparties sur une surface plus homogène que sur les bridges collés à 2 ailettes.

Cette étude met en relation le rapport entre les résultats informatiques qui favorisent les bridges cantilever à 2 ailettes avec les études cliniques (24, 124, 125) prônant la longévité supérieure du bridge collé à 1 ailette. Ceci serait dû aux récepteurs du ligament alvéolo-dentaire qui provoqueraient une protection masticatoire.

Conclusion

Quelles soit d'origine carieuse, traumatique ou génétique, l'absence des incisives latérales maxillaires a toujours été un défi pour le chirurgien-dentiste devant répondre aux exigences esthétiques et fonctionnelles de la situation. En effet, le sourire a un impact social et personnel prépondérant dans la vie de nos patients.

L'arsenal thérapeutique s'est étoffé et les solutions de substitution sont aujourd'hui nombreuses pour la réhabilitation du sourire et la conscience de la préservation tissulaire est ancrée dans les esprits.

Les prothèses scellées nécessitent des préparations mutilantes pour le patient lorsque les piliers sont sains. L'implantologie s'est aujourd'hui imposée comme la thérapeutique de choix du traitement de l'édentement unitaire de par la préservation des dents adjacentes. Cependant, lorsque la chirurgie implantaire n'est pas réalisable, les prothèses collées et notamment les bridges collés antérieurs en extension sont une alternative conservatrice pour la temporisation à moyen terme mais également en tant que réhabilitation définitive satisfaisante.

Si le traitement par bridges collés en extension paraît être une solution difficile à maîtriser et à la pérennité aléatoire, les études sur le sujet montrent tout le contraire lorsque les indications sont respectées. Ainsi, avec un protocole bien maîtrisé qui reste opérateur-dépendant, il s'agit d'une solution bien née. Parmi les critères de succès, la gestion de la surface de section de la connexion est essentielle. A cela s'ajoute le choix du polymère de collage, la gestion occlusale et le choix du matériau de restauration. L'échec principal de cette restauration est la fracture de céramique.

L'usage de la méthode des éléments finis nous a permis de simuler informatiquement le comportement mécanique des céramiques et colles.

Cependant, les difficultés que représentent les modélisations du comportement in vivo d'une dent naturelle pour des analyses par la méthode des éléments finis sont apparues au cours de ce travail et des compromis ont dû être fait au niveau des biais engendrés, ce travail représente un prélude à une recherche plus approfondie

comportant en parallèle une étude du comportement mécanique en traction et en cisaillement in vitro. L'extrapolation brute des résultats vers la réalité clinique est donc périlleuse.

Cependant, l'évaluation du comportement mécanique des bridges antérieur cantilever en céramique a permis de faire plusieurs constats :

- Les contraintes sont plus faibles en valeur absolue et s'exercent sur une surface plus réduite lorsque l'on utilise de la zircone plutôt que du disilicate de lithium.
- Les contraintes dans la colle sont plus faibles en valeur absolue et s'exercent sur une surface plus réduite lorsque l'on utilise un polymère dédié au collage de la zircone et que la pièce prothétique supportée est en zircone plutôt que lorsque la pièce est en disilicate de lithium avec sa colle associée.
- L'augmentation du diamètre de connexion améliore ses performances mécaniques de résistance à la traction.

La réalisation des bridges collés cantilever, le choix du matériau et son diamètre de connexion sont fruits d'une réflexion du praticien et du prothésiste permettant de trouver un compromis réunissant l'évaluation des conditions occlusales et les attentes esthétiques du patient.

SIGNATURE DES CONCLUSIONS

Thèse en vue du Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

Nom - prénom de l'impétrant : KLETHI Stanislas

Titre de la thèse : Résistance mécanique du bridge cantilever antérieur en céramique :
analyse par éléments finis

Directeurs de thèse : Docteurs Olivier ETIENNE et Frédéric HEICHELBECH

VU

Strasbourg, le : 06-05-2018

Le Président du Jury,

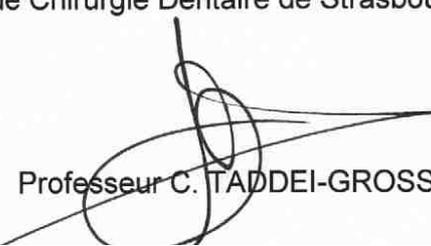


Professeur B. WALTER

VU

Strasbourg, le : 06 MAI 2019

Le Doyen de la Faculté
de Chirurgie Dentaire de Strasbourg,



Professeur C. TADDEI-GROSS

Index des figures

Figure 1 : Gradient thérapeutique spécifique, proposé dans le traitement de l'édentement unitaire antérieur (de la solution la plus conservatrice à gauche à la plus invasive à droite).

Figure 2 : Représentation d'un bridge périphérique conventionnel (photos Dr LOUFRANI).

Figure 3 : Bridge périphérique en appui sur 35 et 36 en extension sur 34 (source HAS).

Figure 4 : Bridge collé une à chape métallique à gauche (d'après MIETTINEN) et bridge collé tout céramique à droite (d'après ETIENNE).

Figures 5 : Bridge collé cantilever tout céramique (d'après ETIENNE).

Figure 6 : Schéma d'un bridge de Rochette perforé (d'après ROCHETTE).

Figure 7 : Schéma du bridge cat mesh.

Figure 8 : Décollement de l'ailette mésiale sur 11 du bridge collé à 2 ailettes avec lésion carieuse sur face palatine après retrait du bridge. (d'après KERN (8)).

Figure 9 : Cas clinique de remplacement de la 11 par un bridge collé composite fibré (photos Dr CHAFAIE).

Figure 10 : Illustration de l'indice de Le Huche (d'après NOHARET, 2014 (50)).

Figure 11 : Microstructure schématisée des céramiques (d'après MARGOSSIAN, 2007).

Figure 12 : analyse esthétique virtuelle d'une restauration par bridge cantilever sur 12 et facette sur 22. (D'après DROSSART).

Figure 13 : Gouttière de temporisation esthétique (d'après TIRLET).

Figure 14 : Ovalisation de la crête édentée par fraisage (à gauche) et ovalisation de la crête édentée et alignement des collets par gingivoplastie (à droite) (d'après DROSSART).

Figure 15 : Dent en ivoirine utilisée dans ce travail avant et après préparation.

Figure 16 : La mesure optique (92).

Figure 17 : La vision binoculaire dans la Dioptrie de René Descartes (92).

Figure 18 : Schématisation du procédé par balayage confocal (92).

Figure 19 : Représentation des éléments finis en 1 dimension, 2 dimensions et 3 dimensions.

Figure 20 : Mesure du coefficient de Poisson. Comparaison de la contrainte transversale L par rapport à l'allongement longitudinal l.

Figure 21 : Diagramme relatif à la loi de Hook.

Figure 22 : Types de contraintes pouvant s'exercer sur un matériau.

Figure 23 : Caméra intraorale Trios Pod Color, 3shape.

Figure 24 : Modélisation manuelle des armatures de 6, 9, 12 et 16 mm² sur DentalDesigner (respectivement de gauche à droite et de haut en bas).

Figure 25 (de gauche à droite) : Alignement des 2 fichiers .stl dans l'espace, délimitation de la frontière de la préparation, création des patchs, maillage de la surface.

Figure 26 : Élément fini tétraédrique de type Tet4.

Figure 27 : Contacts au niveau de l'interface de la dent, de la colle et de la céramique (de gauche à droite).

Figure 28 : Vecteurs forces sur la face palatine (à gauche) et fixation de la base de la dent (à droite).

Figure 29 : Angulation interincisive (selon SLAVICEK).

Figure 30 : Triangle de Slavicek. R = recouvrement, S = surplomb, Pi = pente incisive.

Figure 31 : Représentation schématique du rayon de courbure de la connexion (d'après OH, 2002).

Tableau 1 : Distribution de 11 422 agénésies en fonction du type de dent, sur 112 334 personnes selon 24 études (d'après POLDER, 2004).

Tableau 2 : Caractéristiques mécaniques principales des différentes céramiques utilisées en dentisterie (d'après ETIENNE, 2016).

Tableau 3 : Nombre d'éléments finis en 3D par matériaux en fonction du diamètre de section du bridge collé.

Tableau 4 : Module de Young et coefficient de poisson des différents matériaux des modèles.

Tableau et graphique associé 5 : Contrainte équivalente de Von Mises maximale (en MPa) dans le solide céramique en fonction des modèles. En rouge, l'évolution des contraintes (en %) en fonction du diamètre de section par rapport au diamètre de section inférieur du même matériau. En bleu, évolution des contraintes (en %) entre l'emax et la zircone pour une même section.

Tableau et graphique associé 6 : Déformation élastique maximale selon l'axe mésio-lingual X (sans unité) dans le solide céramique en fonction des modèles. En rouge, l'évolution des contraintes (en %) en fonction du diamètre de section par rapport au diamètre de section inférieur du même matériau. En bleu, évolution des contraintes (en %) entre l'emax et la zircone pour une même section.

Tableau et graphique associé 7 : Déformation élastique maximale selon l'axe vestibulo-lingual Y (sans unité) dans le solide céramique en fonction des modèles. En rouge, l'évolution des contraintes (en %) en fonction du diamètre de section par rapport au diamètre de section inférieur du même matériau. En bleu, évolution des contraintes (en %) entre l'emax et la zircone pour une même section.

Tableau et graphique associé 8 : Déformation élastique maximale selon l'axe occluso-cervical Z (sans unité) dans le solide céramique en fonction des modèles. En rouge, l'évolution des contraintes (en %) en fonction du diamètre de section par rapport au diamètre de section inférieur du même matériau. En bleu, évolution des contraintes (en %) entre l'emax et la zircone pour une même section.

Tableau et graphique associé 9 : Contrainte de traction maximale selon l'axe mésio-distal X (sans unité) dans le solide céramique en fonction des modèles. En rouge, l'évolution des contraintes (en %) en fonction du diamètre de section par rapport au diamètre de section inférieur du même matériau. En bleu, évolution des contraintes (en %) entre l'emax et la zircone pour une même section.

Tableau et graphique associé 10 : Contrainte de traction maximale selon l'axe vestibulo-lingual Y (sans unité) dans le solide céramique en fonction des modèles. En rouge, l'évolution des contraintes (en %) en fonction du diamètre de section par rapport au diamètre de section inférieur du même matériau. En bleu, évolution des contraintes (en %) entre l'emax et la zircone pour une même section.

Tableau et graphique associé 11 : Contrainte de traction maximale selon l'axe occluso-cervical Z (sans unité) dans le solide céramique en fonction des modèles. En rouge, l'évolution des contraintes (en %) en fonction du diamètre de section par rapport au diamètre de section inférieur du même matériau. En bleu, évolution des contraintes (en %) entre l'emax et la zircone pour une même section.

Tableau et graphique associé 12 : Contrainte équivalente de Von Mises maximale (en MPa) dans le solide colle en fonction des modèles. En rouge, l'évolution des contraintes (en %) de la colle en fonction du diamètre de section de la céramique par

rapport au diamètre de section inférieur. En bleu, évolution des contraintes (en %) entre le Variolink et le Panavia F2 .0 pour une même section.

Tableau et graphique associé 13 : Contrainte de cisaillement maximale (en MPa) dans le solide colle en fonction des modèles. En rouge, l'évolution des contraintes (en %) de la colle en fonction du diamètre de section de la céramique par rapport au diamètre de section inférieur. En bleu, évolution des contraintes (en %) entre le Variolink et le Panavia F2 .0 pour une même section.

Tableau et graphique associé 14 : Déformation élastique maximale selon l'axe mésio-distal X (sans unité) dans le solide colle en fonction des modèles. En rouge, l'évolution des contraintes (en %) de la colle en fonction du diamètre de section de la céramique par rapport au diamètre de section inférieur. En bleu, évolution des contraintes (en %) entre le Variolink et le Panavia F2 .0 pour une même section.

Tableau et graphique associé 15 : Déformation élastique maximale selon l'axe vestibulo-lingual Y (sans unité) dans le solide colle en fonction des modèles. En rouge, l'évolution des contraintes (en %) de la colle en fonction du diamètre de section de la céramique par rapport au diamètre de section inférieur. En bleu, évolution des contraintes (en %) entre le Variolink et le Panavia F2 .0 pour une même section.

Tableau et graphique associé 16 : Déformation élastique maximale selon l'axe occluso-cervical Z (sans unité) dans le solide colle en fonction des modèles. En rouge, l'évolution des contraintes (en %) de la colle en fonction du diamètre de section de la céramique par rapport au diamètre de section inférieur. En bleu, évolution des contraintes (en %) entre le Variolink et le Panavia F2 .0 pour une même section.

Tableau et graphique associé 17 : Contrainte de traction maximale selon l'axe mésio-distal X (sans unité) dans le solide colle en fonction des modèles. En rouge, l'évolution des contraintes (en %) en fonction du diamètre de section par rapport au diamètre de section inférieur du même matériau. En bleu, évolution des contraintes (en %) entre l'emax et la zircone pour une même section.

Tableau et graphique associé 18 : Contrainte de traction maximale selon l'axe vestibulo-lingual Y (sans unité) dans le solide colle en fonction des modèles. En rouge, l'évolution des contraintes (en %) en fonction du diamètre de section par rapport au diamètre de section inférieur du même matériau. En bleu, évolution des contraintes (en %) entre l'emax et la zircone pour une même section.

Tableau et graphique associé 19 : Contrainte de traction maximale selon l'axe occluso-cervical Z (sans unité) dans le solide colle en fonction des modèles. En rouge, l'évolution des contraintes (en %) en fonction du diamètre de section par rapport au diamètre de section inférieur du même matériau. En bleu, évolution des contraintes (en %) entre l'emax et la zircone pour une même section.

Tableau 20 : Contrainte de traction et de compression maximales (en MPa) et déplacement (en mm) selon le matériau composant le bridge collé cantilever (d'après KEULEMANS, 2014).

Références bibliographiques

1. HAS. Évaluation des prothèses plurales en extension (bridges cantilever) et des prothèses plurales collées (bridges collés). Avril 2016.
2. Walter B. Prothèse fixée - Approche clinique: JPIO; 2016.
3. Viennot S, Malquarti G, Allard Y, Pirel C. Différents types de bridges. EMC-Odontologie. 2005;1:107-40.
4. Tirlet G, Attal J-P. Le Gradient thérapeutique un concept médical pour les traitements esthétiques. L'information Dentaire. 2009;n° 41/42:2561-8.
5. Magne P. Interview. Brit Dent J. Aug 25 2012;213(4):189-91.
6. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. J Prosthet Dent. 2002;87(5):503-9.
7. Van Dalen A, Feilzer A, Kleverlaan C. A literature review of two-unit cantilever FPDs. Int J Prosthodont. 2004;17(3):281-4.
8. Kern M. Resin-Bonded Fixed Dental Prosthesis. United Kingdom: Quintessence Publishing; 2017.
9. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res. 1955;34(6):849-53.
10. Sweeney EJ, Moore DL, Dooner JJ. Retentive strength of acid-etched anterior fixed partial dentures: an in vitro comparison of attachment techniques. J Am Dent Assoc. 1980;100(2):198-202.
11. Rochette AL. Attachment of a splint to enamel of lower anterior teeth. J Prosthet Dent. 1973;30(4 Pt 1):418-23.
12. Livaditis GJ, Thompson VP. Etched castings: an improved retentive mechanism for resin-bonded retainers. J Prosthet Dent. 1982;47(1):52-8.
13. Howe DF, Denehy GE. Anterior fixed partial dentures utilizing the acid-etch technique and a cast metal framework. J Prosthet Dent. 1977;37(1):28-31.
14. Holt LR, Drake B. The Procera Maryland Bridge: a case report. J Esthet Restor Dent. 2008;20(3):165-71.
15. Heinenberg B. The formation of retention wings. Quintessence Dent Technol. 1984;8:573-6.
16. el-Sherif MH, el-Messery A, Halhoul MN. The effects of alloy surface treatments and resins on the retention of resin-bonded retainers. J Prosthet Dent. 1991;65(6):782-6.
17. Heymann HO. The Carolina bridge: a novel interim all-porcelain bonded prosthesis. J Esthet Restor Dent. 2006;18(2):81-92; discussion
18. Kumar Sah S, Dhungana Joshi M, Acharya L, Guragain M, Ding Y. A Non-Destructive Bonded Prosthesis - Carolina Bridge. JNDA. 2017;17:41-5.
19. Kern M, Glaser R. Cantilevered all-ceramic, resin-bonded fixed partial dentures: a new treatment modality. J Esthet Dent. 1997;9(5):255-64.
20. Drossart M, Cheron R, Tirlet G. All-ceramic cantilever resin-bonded fixed dental prostheses: a therapeutic option to replace a missing front tooth. J Dentofacial Anom Orthod. 2017;20(306).
21. Sailer I, Bonani T, Brodbeck U, Hammerle CH. Retrospective clinical study of single-retainer cantilever anterior and posterior glass-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses at a mean follow-up of 6 years. Int J Prosthodont. 2013;26(5):443-50.

22. Sasse M, Kern M. All-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses: treatment planning, clinical procedures, and outcome. *Quintessence Int.* 2014;45(4):291-7.
23. Kern M, Knode H, Strubb JR. The all-porcelain, resin-bonded bridge. *Quintessence Int.* 1991;22(4):257-62.
24. Kern M. Clinical long-term survival of two-retainer and single-retainer all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures. *Quintessence Int.* 2005;36(2):141-7.
25. Mourshed B, Samran A, Alfagih A, Samran A, Abdulrab S, Kern M. Anterior Cantilever Resin-Bonded Fixed Dental Prostheses: A Review of the Literature. *J Prosthodont.* 2018;27(3):266-75.
26. Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1969;3(2):81-100.
27. Laney WR, Tolman DE, Keller EE, Desjardins RP, Van Roekel NB, Branemark PI. Dental implants: tissue-integrated prosthesis utilizing the osseointegration concept. *Mayo Clin Proc.* 1986;61(2):91-7.
28. Renouard F. RB. *Prise de décision en pratique implantaire.* Paris: Quintessence International; 03/2005. 209 p.
29. Buser D, Martin W, Belser UC. Optimizing esthetics for implant restorations in the anterior maxilla: anatomic and surgical considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19 Suppl:43-61.
30. Thilander B, Odman J, Lekholm U. Orthodontic aspects of the use of oral implants in adolescents: a 10-year follow-up study. *Eur J Orthod.* 2001;23(6):715-31.
31. Whitworth JM, Walls AW, Wassell RW. Crowns and extra-coronal restorations: endodontic considerations: the pulp, the root-treated tooth and the crown. *Br Dent J.* 2002;192(6):315-20, 23-7.
32. Chafaie A, Dahan S, Le Gall M. Fiber-reinforced composite anterior bridge in pediatric traumatology: clinical considerations. *Int Orthod.* 2013;11(4):445-56.
33. Bassigny F. *Manuel d'orthopédie dento-faciale.* Paris 1991. 218 p.
34. De Coster PJ, Marks LA, Martens LC, Huysseune A. Dental agenesis: genetic and clinical perspectives. *J Oral Pathol Med.* 2009;38(1):1-17.
35. Polder BJ, Van't Hof MA, Van der Linden FP, Kuijpers-Jagtman AM. A meta-analysis of the prevalence of dental agenesis of permanent teeth. *Community Dent Oral Epidemiol.* 2004;32(3):217-26.
36. Gellin M. The distribution of anomalies of primary anterior teeth and their effect on the permanent successors. *Dent Clin North Am.* 1984;28(1):69-80.
37. Celikoglu M, Kazanci F, Miloglu O, Oztek O, Kamak H, Ceylan I. Frequency and characteristics of tooth agenesis among an orthodontic patient population. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2010;15(5):797-801.
38. Vi-Fane B, Fernandes I, Davideau JL. Msx1 and its influence on craniofacial growth. *Orthod Fr.* 2007;78(1):39-48.
39. Piette E, Goldberg M. *La dent normale et pathologique.* Bruxelles : De Boeck Université 2001.
40. Zaleckiene V, Peciuliene V, Brukiene V, Drukteinis S. Traumatic dental injuries: etiology, prevalence and possible outcomes. *Stomatologija.* 2014;16(1):7-14.
41. Lam R. Epidemiology and outcomes of traumatic dental injuries: a review of the literature. *Aust Dent J.* 2016;61 Suppl 1:4-20.
42. Kovacs M, Pacurar M, Petcu B, Bukhari C. Prevalence of traumatic dental injuries in children who attended two dental clinics in Targu Mures between 2003 and 2011. *Oral Health Dent Manag.* 2012;11(3):116-24.

43. Oesterle LJ, Cronin RJ, Jr., Ranly DM. Maxillary implants and the growing patient. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8(4):377-87.
44. Zitzmann NU, Arnold D, Ball J, Brusco D, Triaca A, Verna C. Treatment strategies for infraoccluded dental implants. *J Prosthet Dent.* 2015;113(3):169-74.
45. Orale SFdC. Prise en charge des foyers infectieux bucco-dentaires. Recommandations de la SFCO.
46. AFSSAPS. Recommandations sur la prise en charge bucco-dentaire des patients traités par bisphosphonates. 2007.
47. Gulati J, Tabiat-Pour S, Watkins S, Banerjee A. Resin-Bonded Bridges – the Problem or the Solution? Part 1: Assessment and Design. *Dent Update.* 2016;43:506-21.
48. Attal J-P, Tirllet G. Le cantilever : une nouvelle géométrie pour les bridges collés. *Réalités Cliniques.* 2015;26(1):25-34.
49. Folch H, Abgrall S, Armand S, Verge J. Bridges collés. *Encycl Méd Chir (Editions Scientifiques et Médicales Elsevier SAS, Paris).* 2000:5p.
50. Noharet R. Secteur Antérieur et Implants : Défi esthétique. In: CdP, editor. *Esthétique en Odontologie.* JPIO ed. 2014. p. pp.121-38.
51. Duarte S, Jr., Phark JH, Tada T, Sadan A. Resin-bonded fixed partial dentures with a new modified zirconia surface: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2009;102(2):68-73.
52. Armitage GC. Development of a classification system for periodontal diseases and conditions. *Ann Periodontol.* 1999;4(1):1-6.
53. Santé ANdAedEe. Parodontopathies : diagnostic et traitements. mai 2002.
54. Plasmans PJ, Creugers NH, Hermsen RJ, Vrijhoef MM. Intraoral humidity during operative procedures. *J Dent.* 1994;22(2):89-91.
55. Browet S, Gerdolle D. Precision and security in restorative dentistry: the synergy of isolation and magnification. *Int J Esthet Dent.* 2017;12(2):172-85.
56. Plasmans PJ, Reukers EA, Vollenbrock-Kuipers L, Vollenbrock HR. Air humidity: a detrimental factor in dentine adhesion. *J Dent.* 1993;21(4):228-33.
57. Gilmour AS, Ali A. Clinical performance of resin-retained fixed partial dentures bonded with a chemically active luting cement. *J Prosthet Dent.* 1995;73(6):569-73.
58. Audenino G, Giannella G, Morello GM, Ceccarelli M, Carossa S, Bassi F. Resin-bonded fixed partial dentures: ten-year follow-up. *Int J Prosthodont.* 2006;19(1):22-3.
59. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18 Suppl 3:73-85.
60. Miettinen M, Millar BJ. A review of the success and failure characteristics of resin-bonded bridges. *Br Dent J.* 2013;215(2):E3.
61. Rehmann P, Podhorsky A, Wostmann B. Treatment Outcomes of Cantilever Fixed Partial Dentures on Vital Abutment Teeth: A Retrospective Analysis. *Int J Prosthodont.* 2015;28(6):577-82.
62. Poujade J-M, Zerbib C. Céramiques dentaires. *EMC-Dentisterie.* 2004:101-7.
63. Grégoire G, Populer P, Magne S, Guyonnet J. Biocompatibilité des matériaux utilisés en odontologie. Paris: Elsevier; 2008.
64. Giordano R, McLaren EA. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent.* 2010;31(9):682-4, 6, 8 passim; quiz 98, 700.

65. Peterson IM, Pajares A, Lawn BR, Thompson VP, Rekow ED. Mechanical characterization of dental ceramics by hertzian contacts. *J Dent Res*. 1998;77(4):589-602.
66. P. Margossian GL. Restaurations céramocéramiques. EMC (Elsevier Masson SAS, Paris), Odontologie, 23-272-C-15,. 2007.
67. Peumans M, Hikita K, De Munck J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, et al. Bond durability of composite luting agents to ceramic when exposed to long-term thermocycling. *Oper Dent*. 2007;32(4):372-9.
68. Kern M, Passia N, Sasse M, Yazigi C. Ten-year outcome of zirconia ceramic cantilever resin-bonded fixed dental prostheses and the influence of the reasons for missing incisors. *J Dent*. 2017;65:51-5.
69. Etienne O, Anckenmann L. Restaurations esthétiques en céramique collée: Editions CdP; 2016.
70. Coachman C, Calamita MA. Digital Smile Design: A Tool for Treatment Planning and Communication in Esthetic Dentistry. QDT. 2012.
71. Tirlet G, Attal J-P. Les bridges collés cantilever en vitrocéramique renforcée au disilicate de lithium : Raisons du choix et mise en œuvre clinique. *Réalités Cliniques*. 2015;Vol. 26(n°1):pp. 35-46.
72. Temps préprothétiques de la réalisation des bridges. [Internet]. EMC (Elsevier Masson SAS, Paris). 2009.
73. Tirlet G, Attal J-P. Agénésie des incisives latérales. Apport contemporain des bridges collés cantilever en vitrocéramique renforcée au disilicate de lithium. *Inf Dent Mag*. 2015:80-9.
74. Pilavyan E, Anckenmann L, O. E. Assemblage des restaurations usinées en céramique : un choix raisonné. *Strat Proth*. 2014;2:131-44.
75. Kern M, Barloi A, Yang B. Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. *J Dent Res*. 2009;88(9):817-22.
76. Attia A, Kern M. Long-term resin bonding to zirconia ceramic with a new universal primer. *J Prosthet Dent*. 2011;106(5):319-27.
77. Kern M, Swift EJ, Jr. Bonding to zirconia. *J Esthet Restor Dent*. 2011;23(2):71-2.
78. Yang B, Barloi A, Kern M. Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin. *Dent Mater*. 2010;26(1):44-50.
79. Heikkinen TT, Lassila LV, Matinlinna JP, Vallittu PK. Effect of operating air pressure on tribochemical silica-coating. *Acta Odontol Scand*. 2007;65(4):241-8.
80. Liu D, Pow EHN, Tsoi JK, Matinlinna JP. Evaluation of four surface coating treatments for resin to zirconia bonding. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2014;32:300-9.
81. Hallmann L, Ulmer P, Wille S, Polonskyi O, Kobel S, Trottenberg T, et al. Effect of surface treatments on the properties and morphological change of dental zirconia. *J Prosthet Dent*. 2016;115(3):341-9.
82. 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.
83. Sarmiento HR, Campos F, Sousa RS, Machado JP, Souza RO, Bottino MA, et al. Influence of air-particle deposition protocols on the surface topography and adhesion of resin cement to zirconia. *Acta Odontol Scand*. 2014;72(5):346-53.
84. Nothdurft FP, Motter PJ, Pospiech PR. Effect of surface treatment on the initial bond strength of different luting cements to zirconium oxide ceramic. *Clin Oral Investig*. 2009;13(2):229-35.

85. Kitayama S, Nikaido T, Takahashi R, Zhu L, Ikeda M, Foxton RM, et al. Effect of primer treatment on bonding of resin cements to zirconia ceramic. *Dent Mater.* 2010;26(5):426-32.
86. Dahan L, Raux F. Les inlays-onlays esthétiques Procédures d'assemblage. *L'information Dentaire.* 2012;1:14-23.
87. Raigrodski A, Chiche G. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001;86:520-5.
88. Oh WS, Anusavice KJ. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2002;87(5):536-42.
89. Bahat Z, Mahmood DJ, Vult von Steyern P. Fracture strength of three-unit fixed partial denture cores (Y-TZP) with different connector dimension and design. *Swed Dent J.* 2009;33(3):149-59.
90. Ender A, Mehl A. Full arch scans: conventional versus digital impressions--an in-vitro study. *Int J Comput Dent.* 2011;14(1):11-21.
91. Duret F, Pelissier B. Les différentes méthodes de prise d'empreintes pour la CFAO. *Strat Proth.* 2003;5:343-9.
92. Descamp F, Fages M. La CFAO en odontologie : les bases, les principes et les systèmes. 2016.
93. Duret F, Bloin J-L, Nahmani L. Principe de fonctionnement et application technique de l'empreinte optique, dans l'exercice du cabinet. *Cahiers de prothèse.* 1985;50:73-110.
94. Batoz J-L, Dhatt G. Modélisation des structures par éléments finis : solides élastiques: Hermes; 1995.
95. Bonnet M, Frangi A. Analyse des solides déformables par la méthode des éléments finis. *European Journal of Computational Mechanics.* 2015.
96. Ashby MF, Jones DRH. Matériaux : propriétés, applications et conception: Dunod; 2013. 437 p. p.
97. Oudin H. Méthode des éléments finis In: Nantes ECd, editor. *Engineering school* 2008. p. 63.
98. Badel P. Cours de résistance des matériaux. Cycle préparatoire médecin-ingénieur; Ecole des Mines Saint Etienne 2011-2012.
99. G. May L, Kelly JR, Bottino MA, Hill T. Effects of cement thickness and bonding on the failure loads of CAD/CAM ceramic crowns: Multi-physics FEA modeling and monotonic testing. *Dent Mater.* 2012;28 (8):p. e99-109.
100. Scherrer SS, de Rijk WG, Belser UC, Meyer JM. Effect of cement film thickness on the fracture resistance of a machinable glass-ceramic. *Dent Mater.* 1994;10(3):172-7.
101. Isgró G, Addison O, Fleming G. Deformation of a dental ceramic following adhesive cementation. *Journal of Dental Research.* 2010;89:87-90.
102. Prakki A, Cilli R, Da Costa AU, Goncalves SE, Mondelli RF, Pereira JC. Effect of resin luting film thickness on fracture resistance of a ceramic cemented to dentin. *J Prosthodont.* 2007;16(3):172-8.
103. Magne P. Virtual prototyping of adhesively restored, endodontically treated molars. *J Prosthet Dent.* 2010;103(6):343-51.
104. Craig RG, Peyton FA, Johnson DW. Compressive Properties of Enamel, Dental Cements, and Gold. *Journal of Dental Research.* 1961;40(5):936-45.
105. Zarone F, Apicella D, Sorrentino R, Ferro V, Aversa R, A. A. Influence of tooth preparation design on the stress distribution in maxillary central incisors restored by means of alumina porcelain veneers: A 3D-finite element analysis. *Dental Materials.* 2005;21(12):1178-88.

106. Uraba A, Nemoto R, Nozaki K, Inagaki T, Omori S, Miura H. Biomechanical behavior of adhesive cement layer and periodontal tissues on the restored teeth with zirconia RBFDPs using three-kinds of framework design: 3D FEA study. *J Prosthodont Res.* 2018;62(2):227-33.
107. Magne P, Perakis N, Belser UC, Krejci I. Stress distribution of inlay-anchored adhesive fixed partial dentures: a finite element analysis of the influence of restorative materials and abutment preparation design. *J Prosthet Dent.* 2002;87(5):516-27.
108. Craig R, Powers J. Restorative dental materials. 11th ed. ed. St. Louis: CV Mosby; 2002.
109. Li Z, Yang Z, Zuo L, Meng Y. A three-dimensional finite element study on anterior laminate veneers with different incisal preparations. *J Prosthet Dent.* 2014;112(2):325-33.
110. J-P. C. L'occlusion de la canine. Importance, options de réglages, risques et précautions. *Actualités Odonto-Stomatologiques.* décembre 2008;244:355-66.
111. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand.* 1977;35(6):297-303.
112. Kumagai H, Suzuki T, Hamada T, Sondang P, Fujitani M, Nikawa H. Occlusal force distribution on the dental arch during various levels of clenching. *J Oral Rehabil.* 1999;26(12):932-5.
113. Hattori Y, Satoh C, Kunieda T, Endoh R, Hisamatsu H, Watanabe M. Bite forces and their resultants during forceful intercuspation in humans. *J Biomech.* 2009;42(10):1533-8.
114. Awadalla HA, Azarbal M, Ismail YH, el-Ibiari W. Three-dimensional finite element stress analysis of a cantilever fixed partial denture. *J Prosthet Dent.* 1992;68(2):243-8.
115. Muhlemann HR. Tooth mobility: a review of clinical aspects and research findings. *J Periodontol.* 1967;38(6):Suppl:686-713.
116. Slavicek R. The masticatory organ, functions and dysfunctions. Klosterneuburg: Gamma; 2002.
117. Mariani P, Margossian P, Laborde G. Choix d'un concept occlusal en implantologie
1e partie : données fondamentales. *Stratégie prothétique.* février 2008;8(1):5-13.
118. Schulte W. Implants and the periodontium. *Int Dent J.* 1995;45(1):16-26.
119. Rees JS. An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies. *J Oral Rehabil.* 2001;28(5):425-32.
120. De March P, Launois C. Bridge de longue portée : céramo-metallique ou tout céramique. *Réalités Cliniques.* 2007;18(3):249-61.
121. Kokich VO, Kokich VG, Kiyak HA. Perceptions of dental professionals and laypersons to altered dental esthetics: asymmetric and symmetric situations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;130(2):141-51.
122. Manet V. Méthode des éléments finis : vulgarisation des aspects mathématiques et illustration de la méthode. 2015:423p.
123. Keulemans F, Shinya A, Lassila LV, Vallittu PK, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ, et al. Three-dimensional finite element analysis of anterior two-unit cantilever resin-bonded fixed dental prostheses. *ScientificWorldJournal.* 2015;2015:864389.
124. Botelho MG, Chan AW, Leung NC, Lam WY. Long-term evaluation of cantilevered versus fixed-fixed resin-bonded fixed partial dentures for missing maxillary incisors. *J Dent.* 2016;45:59-66.

125. Sasse M, Eschbach S, Kern M. Randomized clinical trial on single retainer all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures: Influence of the bonding system after up to 55 months. *J Dent.* 2012;40(9):783-6.

KLETHI (Stanislas) – Résistance mécanique du bridge cantilever antérieur en céramique : analyse par éléments finis
(Thèse : 3^{ème} cycle Sci. odontol. : Strasbourg ; 2019 : N° 36)
N°43.22.19.36

Résumé :

Face à l'édentement unitaire d'une incisive latérale, les solutions implantaire sont aujourd'hui fréquemment privilégiées. Pourtant, des contre-indications anatomiques et médicales inhérentes à l'implantologie nécessitent des alternatives thérapeutiques.

Avec l'avènement de la dentisterie micro-invasive, la réalisation d'un bridge périphérique conventionnel est à exclure dans le cas de piliers sains. Le recours au pont collé est dès lors plus que jamais cliniquement viable et présente un rapport coût/bénéfice/sécurité intéressant. Cette thérapeutique peut se réaliser dans un cadre multidisciplinaire avec un orthodontiste dont la mission sera la gestion de l'espace (tel que le diamètre mésio-distal).

Si Rochette a initié ce concept au début des années 1970 avec le bridge à double ailettes métalliques perforées macrorétentif enchâssé dans une résine sans préparation des tissus dentaires, l'avènement du collage a fait évoluer cette idée. Passant d'une infrastructure métallique à une infrastructure en céramique infiltrée, il est aujourd'hui admis que le design d'un pont collé à une seule ailette en cantilever est identique à la conception double ailette.

Dans une recherche d'amélioration du collage et de l'esthétique, certains auteurs ont expérimenté l'usage de vitro-céramiques comme matériau d'armature. Si ces dernières ont des propriétés globalement plus proches des tissus dentaires, leur relative fragilité mécanique nous interroge quant au risque de fracture de l'élément pontique intermédiaire.

Dans ce travail, nous allons nous intéresser au diamètre de connexion nécessaire entre l'élément en extension et le pilier (canin ou incisif) sur lequel adhère l'ailette du bridge cantilever en céramique pour en réduire le risque de fracture. Pour répondre à cette interrogation, nous allons mettre en œuvre une modélisation informatique afin de réaliser une analyse numérique des caractéristiques de ce type de restauration en ayant recours à la méthode des éléments finis (MEF).

Rubrique de classement : Odontologie

Mots clés : Bridge cantilever
Diamètre connexion
Tout-céramique
Résistance des matériaux
Méthode des Éléments Finis

Me SH : Cantilever RBFDP, Connector section, All-ceramic, Finite Element Method

Jury :

Président : Professeur WALTER Béatrice
Assesseurs : Professeur MEYER Florent
Docteur ETIENNE Olivier
Docteur FLAUS Grégoire
Membre invité : Docteur HEICHELBECH Frédéric

Coordonnées de l'auteur :

Adresse postale : Stanislas Klethi, 3 rue de la Croix, 67000 STRASBOURG
Adresse de messagerie : stanislas.klethi@gmail.com