



HAL
open science

Une alternative à l'inlay core : les blocs usinables en fibres de verre ?

Sarah Bensoussan

► **To cite this version:**

Sarah Bensoussan. Une alternative à l'inlay core : les blocs usinables en fibres de verre ?. Sciences du Vivant [q-bio]. 2021. dumas-03463761

HAL Id: dumas-03463761

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03463761v1>

Submitted on 2 Dec 2021

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

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



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0 International License

FACULTÉ DE SANTÉ**UFR D'ODONTOLOGIE**
5, Rue Garancière 75006 PARIS

Année 2021

N°

**THÈSE pour le DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR
en CHIRURGIE DENTAIRE**

présentée et soutenue publiquement le

par **Sarah BENSOUSSAN****UNE ALTERNATIVE A L'INLAY CORE : LES BLOCS USINABLES EN
FIBRES DE VERRE ?**

Dirigée par Mme. La Docteure Fanny BLANCHET

JURY

M. le Professeur Vianney DESCROIX	Président
Mme la Docteure Vanessa BAAROUN	Assesseur
Mme la Docteure Julia BOSCO	Assesseur
M. le Docteur Philippe GATEAU	Assesseur
M. le Docteur Jean-François NGUYEN	Assesseur
Mme la Docteure Marjorie ZANINI	Assesseur
Mme la Docteure Fanny BLANCHET	Membre Invité

UNIVERSITÉ DE PARIS

Présidente de l'Université : Mme la Professeure Christine CLERICI
Doyenne de l'U.F.R. d'Odontologie Garancière : Mme la Professeure Ariane BERDAL
Directrice Générale des Services : Madame Pascale SAINT-CYR

JURY

M. le Professeur Vianney DESCROIX	Président
Mme la Docteure Vanessa BAAROUN	Assesseur
Mme la Docteure Julia BOSCO	Assesseur
M. le Docteur Philippe GATEAU	Assesseur
M. le Docteur Jean-Francois NGUYEN	Assesseur
Mme la Docteure Marjorie ZANINI	Assesseur
Mme la Docteure Fanny BLANCHET	Membre Invité

M. le Professeur Vianney DESCROIX

Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur en Pharmacie
Diplôme de Doctorat
Professeur des Universités - Praticien
Hospitalier

Je vous remercie de l'honneur que vous me faites en acceptant la présidence du jury de cette thèse. Soyez assuré de ma plus sincère estime et de mon plus profond respect.

Mme la Docteure Vanessa BAAROUN

Docteur en Chirurgie Dentaire
Maître de Conférences des Universités -
Praticien Hospitalier

Je vous remercie de l'honneur que vous me faites de composer mon jury de thèse, pour la qualité de votre enseignement, vos bons conseils et votre implication tout au long de mes études.

Mme la Docteure Julia BOSCO

Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Maître de Conférences des Universités -
Praticien Hospitalier

Je vous remercie de l'honneur que vous me faites en acceptant de composer mon jury de thèse. Veuillez recevoir l'expression de toute ma reconnaissance et de mon plus grand respect.

M. le Docteur Philippe GATEAU

Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Maître de Conférences des Universités -
Praticien Hospitalier

Je vous remercie de l'honneur que vous me faites d'avoir accepté de codiriger cette thèse, de m'avoir guidé tout au long de mon travail avec bienveillance et implication. Veuillez accepter tous mes remerciements et l'expression de mon plus profond respect.

M. le Docteur Jean-François NGUYEN

Docteur en Chirurgie Dentaire
Maître de Conférences des Universités -
Praticien Hospitalier

Pour l'honneur de vous voir siéger au sein de ce jury, je vous prie de trouver ici l'expression de mes sincères remerciements.

Mme la Docteure Marjorie ZANINI

Docteur en Chirurgie Dentaire
Maître de Conférences des Universités -
Praticien Hospitalier

Je vous remercie pour l'honneur que vous me faites de composer mon jury de thèse, merci également pour la qualité de votre enseignement, votre accompagnement et votre implication durant mes études.

Mme la Docteure Fanny BLANCHET

Docteur en Chirurgie Dentaire
Assistante Hospitalo-Universitaire

Je vous remercie pour l'honneur que vous m'avez fait et la confiance que vous m'avez accordée en acceptant de superviser et de corriger cette thèse, ainsi que pour votre soutien précieux et constant. Je vous suis reconnaissante de m'avoir fait bénéficier de votre rigueur et de votre grande compétence dans le domaine de la Prothèse, qui suscitent toute mon admiration.

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION	1
1. ÉTAT DE LA LITTERATURE SUR LES RCR	3
1.1. Généralités sur les RCR	3
1.1.1. Impact du traitement endodontique sur les tissus biologiques	3
1.1.2. Le collage sur la dent dépulpée	4
1.1.3. But de la RCR	5
1.1.4. Cahier des charges de la RCR	5
1.1.5. Les différents types de RCR.....	6
1.1.6. Critères de choix.....	7
1.2. Les RMIPP	11
1.2.1. Composition	11
1.2.2. Indications	18
1.3. Les reconstitutions monoblocs	18
1.3.1. Les différents matériaux	18
1.3.2. Les inlay core coulés	20
1.3.3. Les inlay core usinés	20
1.3.4. Tenon calibré ou anatomique ?	22
1.4. Complications	23
1.4.1. Le descellement.....	24
1.4.2. La fracture radiculaire	25
1.5. Taux de survie et taux de succès	28
1.5.1. Taux de survie	28
1.5.2. Taux de succès.....	29
1.6. RCR et esthétique	30
1.6.1. Type de RCR.....	30
1.6.2. Type de restauration coronaire	30
1.6.3. Matériau d'assemblage.....	34

2. ÉTUDE IN VITRO : IMPACT ESTHETIQUE DES RECONSTITUTIONS MONOBLOCS SUR LA RESTAURATION CORONAIRE FINALE.....	37
2.1. Introduction	37
2.2. Matériel et méthode.....	39
2.2.1. Préparation de la dent	39
2.2.2. Préparation des « inlay-core »	39
2.2.3. Préparation des chapes	41
2.2.4. Mesure de la teinte	41
2.3. Résultats	43
2.4. Discussion	48
CONCLUSION.....	53
BIBLIOGRAPHIE	55

Une alternative à l'inlay core : Les blocs usinables en fibres de verres ?

Introduction

La restauration des dents dépulpées peut être un défi pour le chirurgien-dentiste en particulier lorsque le délabrement dentaire est important. Ce dernier peut être consécutif à des caries, des fractures ou à la réalisation de la cavité d'accès pour le traitement endodontique.

Le praticien peut donc avoir recours à des reconstitutions corono-radiculaires (RCR) en vue de la mise en place de la future restauration d'usage (Heydecke et Peters 2002). Par définition, la RCR est une reconstitution qui intéresse à la fois les portions coronaire et radiculaire de la dent.

Selon une étude de Yoshino et al. de 2015, les dents dépulpées sont plus sujettes aux fractures que les dents vitales. Cependant, la RCR n'a pas pour fonction de renforcer la structure dentaire restante (Yoshino et al. 2015) bien qu'elle diminue la transmission des contraintes sur la dent.

Les RCR sont décrites et utilisées par les cliniciens depuis plusieurs siècles et notamment par le père de la chirurgie dentaire moderne : Pierre Fauchard. Dès 1728, il décrit l'utilisation de « tenons » - pivots métalliques vissés dans les racines - permettant de supporter une prothèse de grande étendue, type bridge. Au milieu des années 1800, le bois devient le matériau de reconstruction radiculaire en remplacement du métal, et la « couronne à pivot », constituée d'un tenon en bois fixé à une couronne artificielle et au canal radiculaire, devient très répandue (Terry et Swift 2014).

Lorsque l'indication d'une RCR est posée, un vaste choix de matériaux et de méthodes de RCR se présentent au praticien. On recense deux grandes familles : les Reconstitutions Coulées (RC) et les Reconstitutions par Matériaux Insérées en Phase Plastique (RMIPP).

Au fil du temps, les RMIPP se sont largement développées et ont montré un avantage esthétique important par rapport aux RC. De plus les RMIPP avec tenon fibré présentent un taux de survie global à moyen terme (3 à 7 ans) plus élevé que les tenons métalliques (Wang et

al. 2019). Elles respectent également principe d'économie tissulaire car la mise de dépouille de la cavité d'accès n'est pas nécessaire pour sa mise en œuvre.

Nous allons étudier dans une première partie les connaissances actuelles sur les différents types de RCR. Nous analyserons leurs propriétés afin de comprendre l'évolution des techniques et des nouvelles acquisitions scientifiques. En effet, les progrès technologiques croissants permettent aujourd'hui de réaliser des RCR monoblocs usinées en fibre de verre. Ce type de RCR a vu le jour dans un objectif d'amélioration des propriétés physiques et optiques des RCR utilisées traditionnellement. Le seul laboratoire distribuant des blocs usinables en fibres de verre est le laboratoire Itena. Ces blocs sont commercialisés sous le nom Numerys GF[®], GF étant l'acronyme de Glass Fiber.

Puis, dans une seconde partie nous réaliserons une étude in vitro dans laquelle nous voulons analyser l'impact esthétique des blocs Numerys GF[®] sur des couronnes céramiques monoblocs.

Pour ce faire nous allons reconstituer deux RCR strictement identiques :

- la première constituée d'un inlay core usiné en métal non précieux
- la seconde composée d'une reconstitution monobloc à l'aide d'un bloc Numerys GF[®].

Puis nous apposerons successivement des restaurations coronaires en disilicate de lithium et zircon monobloc d'épaisseurs uniformes et croissantes de 0,2 mm entre 0,4 et 2 mm. Nous étudierons la translucidité de ces chapes à l'aide des coordonnées colorimétriques relevées par un spectrophotomètre de réflexion. Nous voulons premièrement pour un même matériau coronaire et une même épaisseur constater s'il existe une différence de teinte en fonction du type de RCR utilisé. L'objectif est donc d'objectiver si le type de RCR a un impact sur la restauration finale. Deuxièmement nous souhaitons déterminer, si elle existe, l'épaisseur pour chaque matériau coronaire à partir de laquelle il n'existe plus de différence significative de teinte par rapport à la teinte initiale du bloc avant usinage. L'intérêt clinique, serait de pouvoir éventuellement diminuer les épaisseurs de préparation périphérique qui restent encore très mutilantes pour la mise en place de couronne céramique.

1. État de la littérature sur les RCR

1.1. Généralités sur les RCR

1.1.1. Impact du traitement endodontique sur les tissus biologiques

L'émail est constitué de 96% de cristaux d'hydroxyapatite, 3,6% d'eau et 0,4% de matrice protéique. Le traitement endodontique n'altère pas les propriétés de l'émail.

La dentine est une structure organique complexe composée à 70% de matière inorganique, 18% de matrice organique et 12% d'eau en poids. Elle forme avec la pulpe le complexe dentino-pulpaire.

Pendant de nombreuses années, il a été reconnu que la dent dépulpée était plus fragile à cause de sa perte hydrique. Cette idée reçue est en réalité fausse.

En effet, Tang et al. en 2010, ont montré à travers une revue de la littérature que les facteurs suivant sont liés à des fractures dentaires potentielles (Tang et al. 2010) :

- la réalisation de la cavité d'accès endodontique,
- l'instrumentation du canal radiculaire,
- la technique d'obturation canalaire,
- la préparation et un choix de tenon inadéquats.

Pendant le traitement endodontique, l'irrigation du canal radiculaire est cruciale pour le succès clinique du traitement endodontique. Les solutions d'irrigation sont utilisés pour éliminer les micro-organismes, les restes de pulpe et la couche de débris créée lors de l'instrumentation du canal radiculaire. Cependant, ces solutions peuvent altérer les propriétés physiques et mécaniques de la dentine suite à une utilisation prolongée ou à des concentrations élevées. L'hypochlorite de sodium (NaOCl) et l'acide éthylènediaminetétraacétique (EDTA) sont courants lors de la préparation mécano-chimique du canal radiculaire. Des études ont montré que les solutions d'irrigation endodontiques peuvent affecter la micro dureté de la dentine radiculaire (Saleh et Ettman 1999). Ces solutions peuvent également modifier les

propriétés mécaniques de la dentine en diminuant la résistance à la flexion ainsi que le module d'élasticité (Grigoratos et al. 2001).

Les modifications des propriétés physiques se produisent principalement en raison de l'élimination de la matrice de collagène et des composants inorganiques de la dentine radiculaire au cours de la procédure d'instrumentation. Par conséquent, les procédures adhésives diffèrent sur une dent dépulpée. Pour un meilleur résultat, les solutions d'irrigation endodontiques doivent être entièrement éliminées après la préparation du logement de tenon.

Il existe différents ciments de scellement canalaire qui permettent d'assurer un joint entre la gutta-percha et les parois canales et permettent l'obturation du réseau canalaire. Ces ciments peuvent être à base d'oxyde de zinc eugénol, de résine, d'hydroxyde de calcium, de verre ionomère ou de silicone. La littérature rapporte que le meilleur ciment de scellement canalaire avant le collage d'un tenon en fibre est la résine epoxy. Il faut éviter l'oxyde de zinc eugénol et les ciments biocéramiques (à base de silicate tricalcique) ne sont pas une bonne alternative. (Vilas-Boas et al. 2018).

1.1.2. Le collage sur la dent dépulpée

Outre les modifications liées au traitement endodontique, la dentine radiculaire diffère de la dentine coronaire par :

- l'orientation des tubuli
- le diamètre des tubuli qui diminue apicalement
- la densité des tubuli qui diminue également apicalement

La pénétration de l'adhésif est ainsi plus complexe au niveau radiculaire. Les restaurations provisoires sont généralement scellées avec un matériau contenant de l'oxyde de zinc-eugénol (ZOE). Il offre une bonne étanchéité et une facilité de retrait lors de la dépose des restaurations provisoires. Cependant l'eugénol empêche la polymérisation du méthacrylate de méthyle utilisé pour le scellement. C'est pour cette raison que des ciments sans eugénol avec des huiles essentielles à la place de l'eugénol ont été introduits.

En 2017, Chiluka et al. ont mené une étude ayant pour but d'évaluer l'influence des ciments sans eugénol et avec de l'eugénol sur l'adhésion du ciment définitif. Il a été conclu que les restaurations provisoires sont nécessaires et que la présence ou l'absence d'eugénol n'affecte pas de manière significative la résistance au cisaillement des ciments définitifs. Afin d'éliminer toute trace d'eugénol, le praticien doit réaliser un mordantage total à l'aide d'un acide orthophosphorique à 37%(Chiluka et al. 2017).

1.1.3. But de la RCR

Pour reconstituer les dents délabrées, il est recommandé de recourir aux RCR pour permettre la mise en place de restauration coronaire. En rétablissant un faux moignon respectant les impératifs de préparation, la RCR permet d'assurer la rétention et la stabilité de la restauration.

La RCR assure également un continuum endoprothétique. Le succès du traitement endodontique est garanti par un système canalaire étanche. La restauration d'usage ainsi que la RCR doivent être hermétiques, et empêcher la contamination bactérienne. Cette étanchéité doit être assurée le plus rapidement possible (HAS).

En renforçant la cohésion corono-radulaire, la RCR permet une répartition homogène des contraintes fonctionnelles au sein de la substance coronaire et radulaire (Bolla Marc 2014b).

1.1.4. Cahier des charges de la RCR

La RCR doit répondre à trois types d'objectifs : biologiques, mécaniques et esthétiques.

1.1.4.1.1. Objectifs biologiques :

La RCR doit évidemment être biocompatible. Le matériau ne doit pas nuire au patient, et ne doit pas être toxique. Il doit résister à la corrosion. L'étanchéité apicale est assurée par la RCR. Elle permet la pérennité du traitement endodontique. Si toutefois une complication devait survenir la RCR doit permettre la possibilité de ré intervention au niveau canalaire.

1.1.4.1.2. Objectifs mécaniques

Les RCR permettent de restaurer le volume coronaire manquant, à l'aide de matériaux ayant un module d'élasticité le plus proche des tissus dentaires. Un maximum de substance dentaire doit être préservé afin de respecter le grand principe d'économie tissulaire. C'est pourquoi les RMIPP sont de plus en plus utilisées. Les inlay core nécessitent une mise de dépouille et sont ainsi plus mutilants.

La résistance mécanique de la RCR doit être adaptée aux contraintes :

- En postérieur : les dents sont principalement soumises à des forces de compression.
- En antérieur : les dents assurent le guide antérieur et sont donc soumises à des forces de flexion et de cisaillement.

1.1.4.1.3. Objectif esthétique

La demande esthétique est croissante et concerne principalement les dents antérieures. La RCR participe au bio mimétisme, elle a une influence sur la restauration d'usage. Cette dernière doit se rapprocher de la réalité et imiter le comportement des tissus naturels (Colon, Picard, 1990).

1.1.5. Les différents types de RCR

Il existe deux types de RCR :

- Les **RCR directes** sont réalisées de façon extemporanée, au fauteuil par le chirurgien-dentiste. On parle de RMIPP.
- Les **RCR indirectes** imposent de passer par une phase de laboratoire. Ces RCR peuvent être coulées ou usinées.

Plusieurs matériaux ont été utilisés pour la fabrication des RCR. Depuis des décennies les alliages métalliques ont été le matériau de choix. Cependant, plusieurs auteurs ont rapporté que l'utilisation d'un tenon avec un module d'élasticité significativement supérieur à celui de la dentine pouvait créer des contraintes au niveau de l'interface avec le ciment, avec une

possibilité de descellement du tenon ou de fracture radiculaire. Le métal a un module d'élasticité très supérieur à la dentine. Les métaux non nobles ont un module d'élasticité d'environ 190 GPa alors que celui de la dentine est d'environ 20 GPa. L'utilisation d'une RCR dont le module d'élasticité est élevé est potentiellement dangereuse et peut entraîner une fracture de la dent conduisant généralement à son avulsion.(GBADEBO et al. 2014)

L'évolution des matériaux ainsi que la quête d'esthétique a permis l'élaboration de différentes techniques comme les RCR en résine composite renforcée de fibres (de verre ou de quartz) et les RCR en zircone. Nous détaillerons ces différentes techniques dans la partie 1.2.

1.1.6. Critères de choix

Les critères de choix d'une RCR dépendent de la situation de la dent, du type de restauration prothétique, et du nombre de parois résiduelles.

L'Agence Nationale d'Accréditation et d'Evaluation de la Santé (ANAES) établit en 2003 des contre-indications et limite ainsi le choix du chirurgien-dentiste du type de RCR. Le praticien évalue les facteurs à prendre en compte pour décider de la technique de RCR. Mais, selon l'ANAES *« compte tenu de l'insuffisance de preuves scientifiques, le praticien est responsable du type de reconstitution en fonction de chaque situation clinique »*. De plus, *« quelle que soit la technique mise en œuvre, le respect strict des procédures opératoires conditionne le succès et la pérennité de la reconstitution. »*

Les RMIPP sont réalisées par le praticien immédiatement après le traitement endodontique. Ces dernières sont collées et le praticien doit simplement éliminer la dentine infectée, les parois non soutenues et de moins d'un millimètre. Elles n'imposent pas de mise de dépouille contrairement aux RCR indirectes.

1.1.6.1. Le type de restauration prothétique

Le type de couronne (céramique, métallique ou céramo-métallique) influe sur l'épaisseur des parois résiduelles et par conséquent sur le type de RCR.

1.1.6.2. Les parois résiduelles

Après éviction carieuse, c'est donc la structure dentaire résiduelle qui va guider le choix du chirurgien-dentiste. Le nombre de parois résiduelles détermine la nature de la RCR (Bolla Marc, 2014)

Ainsi, les RMIPP sont indiquées lorsque le délabrement coronaire est limité et que les parois résiduelles sont suffisantes pour permettre le collage du matériau de reconstitution. Les parois doivent respecter les 3 critères suivants :

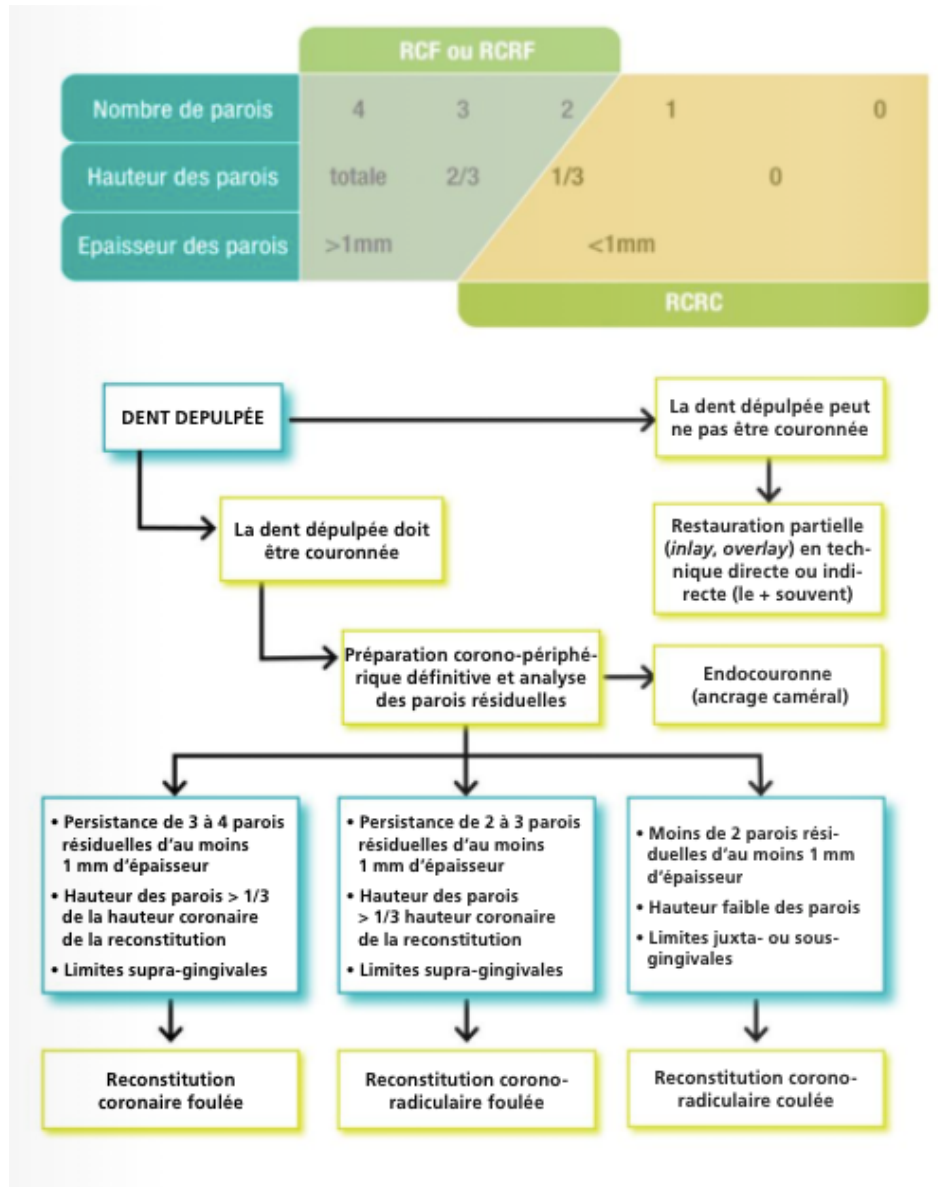
- une hauteur coronaire d'au moins un tiers de la hauteur coronaire initiale de la dent,
- une épaisseur minimale d'un millimètre,
- une limite de préparation supra gingivale. (Bolla Marc, 2014)

Pour permettre un collage optimal de ces dernières une isolation de la dent doit être réalisée à l'aide d'un champ opératoire afin d'éviter tout contact avec les fluides buccaux.

Nous venons ainsi de définir les indications des RMIPP. Les contre-indications de ces dernières en découlent :

- Lorsque la limite cervicale est sous gingivale et empêche la pose de la digue, on ne peut pas isoler et le collage n'est ainsi pas possible.
- Si le patient a une amplitude d'ouverture buccale limitée ou si le patient présente une allergie à la résine une RMIPP est également exclue.

A partir de ces critères, on peut établir un arbre décisionnel permettant de guider le choix du chirurgien-dentiste :



RCF= Reconstitution coronaire foulée

RCRF= Reconstitution corono-radicaire foulée

RCRC= Reconstitution corono-radicaire coulée

Figure 1. Guide pour la prise de décision du type de RCR

Source : Bolla M, Aboudharam G, Attal J-P, Bartala M et al. Restaurer la dent dépulpée. 1ère édition, Paris : Espace id ; 2014.

Ainsi, lorsque les conditions cliniques le permettent, le praticien devra toujours préférer les RMIPP qui permettent de préserver au mieux l'intégrité tissulaire de la dent. Si la situation clinique ne le permet pas une reconstitution coulée (plus délabrant par ses impératifs de préparation) devra être envisagée.

1.1.6.3. L'effet de cerclage ou « ferrule effect » en anglais

L'effet de cerclage est caractérisé par la présence de parois dentinaires restantes parallèles qui ont un effet protecteur après avoir été encerclées par la couronne. Ce cerclage permet de réduire les contraintes dans la structure centrale en les répartissant mieux dans le tissu dentaire restant.

Le pronostic de la dent est amélioré si la dentine saine est présente sur une hauteur de 1,5 à 2mm et à 360°. S'il n'est pas possible d'obtenir un cerclage sur toute la circonférence de la dent (à cause d'une lésion carieuse trop importante ou fracture ou d'une restauration antérieure) un cerclage incomplet est toujours mieux qu'une absence de cerclage (Juloski et al. 2012).

En effet au vu de la littérature, de nombreux articles s'accordent à dire que **la résistance à la fracture des dents traitées endodontiquement augmente avec la hauteur de l'effet de cerclage**(Kar et al. 2017)(Skupien et al. 2016). L'effet de cerclage et la quantité de structure dentaire résiduelle influencent la **survie** des dents traitées endodontiquement pour les tenons en métal et en fibre(Marchionatti et al. 2017). En plus de la hauteur, l'épaisseur du cerclage influe sur la résistance à la fracture des dents dépulpées. (Yang et al. 2018)

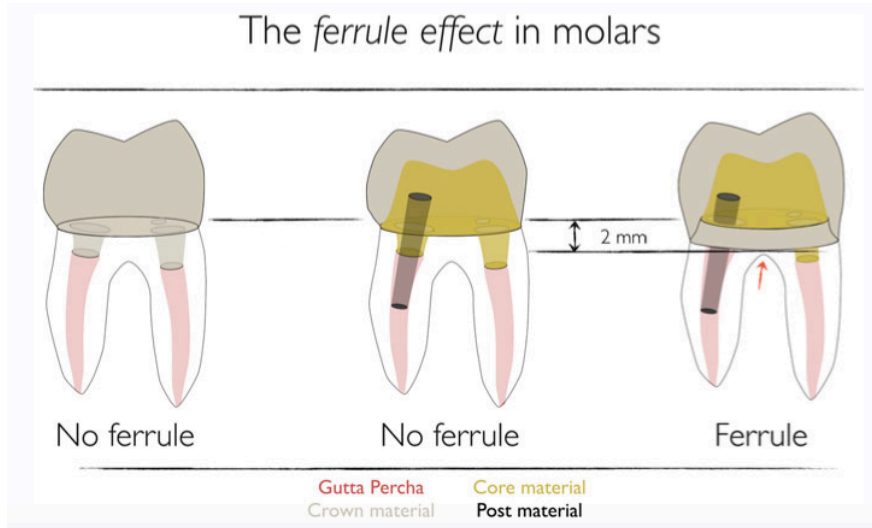


Figure 2. L'effet de cerclage sur les molaires.

Source : Peters, Ove A, The Guidebook to Molar Endodontics. 1ère édition, Berlin. 2017

Si l'effet de cerclage est insuffisant, il est possible de réaliser une élévation coronaire, ou une égression orthodontique.

1.2. Les RMIPP

1.2.1. Composition

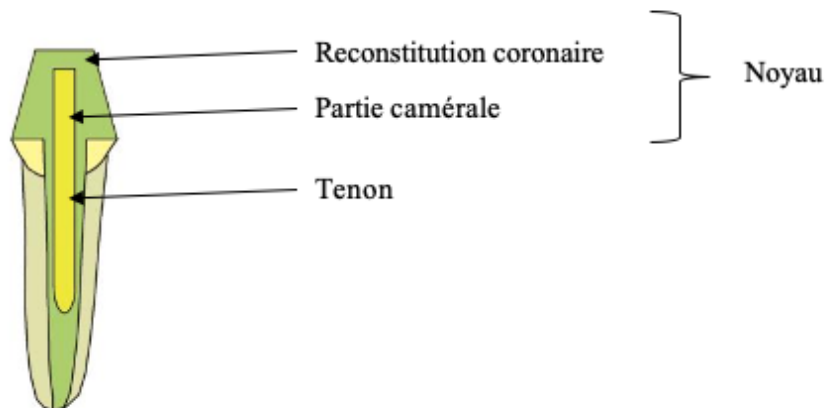


Figure 3. Schéma d'une reconstitution par matériau en phase plastique

Les RMIPP sont composées :

- D'un tenon
- D'une partie camérale
- D'une reconstitution coronaire

Ces deux dernières parties forment ce qu'on appellera dans cette thèse le noyau qui est peut-être composé de différents matériaux (amalgame, composite, ciment verre ionomère ...). Ils sont insérés en phase plastique puis durcissent.

Ce matériau doit être étanche en assurant la continuité avec les structures dentaires résiduelles et résister aux forces auxquelles il est soumis.

1.2.1.1. Les tenons

1.2.1.1.1. Les différents types de tenons

Les tenons peuvent avoir différentes formes, différents états de surface, différents matériaux et être actifs ou passifs.

Les tenons peuvent être **préfabriqués** :

- Cylindrique : Le tenon est rétentif, mais la mise en forme apicale doit être augmentée.
- Conique : Le tenon est moins rétentif mais la préparation tissulaire est plus économe.
- Cylindro-conique : La partie cylindrique augmente la rétention et la stabilité. De plus, la partie conique permet de respecter la morphologie apicale.
- A étage : Il peut y avoir deux étages cylindro-coniques ce qui améliore la stabilisation.

Les tenons peuvent aussi avoir une **forme anatomique** : Une préparation homothétique du canal permet au tenon d'épouser parfaitement la forme de la racine, augmentant ainsi la rétention et diminuant la fragilisation de la racine.

Les différents états de surface :

- Fileté (augmente la rétention) : comme le screwpost. Il n'est plus recommandé dans les bonnes pratiques.
- Dentelé
- Lisse

Les différents matériaux

- Métalliques (acier ou titane)
- Céramique (zircone)
- Fibrés (silice, carbone, quartz, verre)

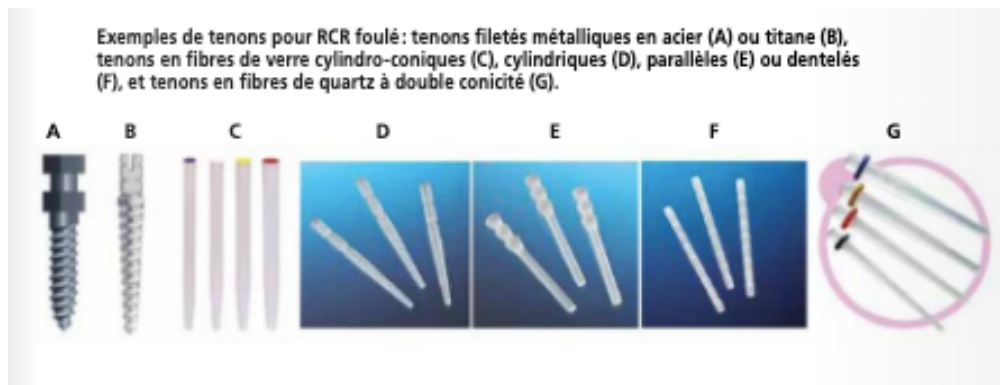


Figure 4. Différents types de tenons.

Source : Bolla M, Aboudharam G, Attal J-P, Bartala M et al. Restaurer la dent dépulpée. 1^{ère} édition, Paris : Espace id ; 2014.

1.2.1.1.2. Les différents matériaux

Les tenons préfabriqués peuvent être constitués de différents matériaux :

- nickel-chrome,
- titane,
- alliage de titane,
- composite,
- fibro-résineux.

Ces matériaux influent sur les caractéristiques mécaniques, la résistance et la transmission des contraintes.

1.2.1.1.3. Propriétés

Les tenons en **acier inoxydable** sont très rigides. Ils augmentent ainsi le risque de fracture en concentrant les contraintes au niveau apical. Les fractures engendrées par ce type de tenon sont généralement verticales et profondes et conduisent généralement à l'avulsion de la dent. De plus, si une perte d'étanchéité survient, ils peuvent être une source de corrosion.

Les tenons en **titane** sont moins rigides et présentent ainsi un risque de fracture plus faible. Ils ont une bonne biocompatibilité.

Les tenons **métalliques** peuvent compromettre le résultat esthétique s'ils sont utilisés sous des restaurations en céramique.

Jusqu'en 1980, les tenons en métal coulé étaient les tenons les plus employés. Mais ces tenons métalliques préfabriqués et coulés traditionnellement utilisés présentent une rigidité très élevée augmentant considérablement le taux de fracture. De fait, les chercheurs ont essayé de trouver un tenon avec un module d'élasticité plus proche de la dentine qui pouvait mieux répartir les contraintes dans les canaux radiculaires. De plus, la demande croissante de restaurations plus esthétiques et biocompatibles a conduit au développement de **RCR translucides et sans métal**.

Les tenons en **zircone** sont très rigides et ont un module d'élasticité élevé ce qui augmente le risque de fracture de la dent et de la céramique. Ces tenons sont difficilement démontables. Leur utilisation n'est plus recommandée.

Les matériaux en résine composite renforcée par des fibres de verre sont une alternative au métal pour la fabrication des tenons. Les nouveaux tenons en résine composite renforcée de fibres auraient une rétention dans les canaux radiculaires similaire ou supérieure aux systèmes de tenons préfabriqués en métal traditionnellement utilisés.

Les tenons **fibrés** : Il existe différents types de tenons fibrés selon la nature des fibres qui le composent : carbone, silice, quartz, verre. Les fibres sont contenues dans une matrice de polymères résineux (le plus souvent type résine Epoxy). L'orientation des fibres influe les propriétés mécaniques de ces composites : les fibres parallèles permettent aux tenons une meilleure résistance qu'une orientation oblique.

Leur module d'élasticité est proche de la dentine, leur permettant une bonne répartition des contraintes. Ils sont esthétiques et biocompatibles.

De plus les tenons fibrés ont un comportement dit anisotrope, c'est-à-dire que leur élasticité est variable en fonction de la direction de la force appliquée. Les tenons en fibre de carbone sont translucides et offrent le maximum d'esthétique.

Matériaux	Propriétés mécaniques				Indications
	Module d'élasticité (GPa)	Résistance à la compression (MPa)	Résistance à la flexion (MPa)	Résistance à la traction (MPa)	
Dentine	15	270		30-60	
Composite	3,2-6,5	200-380	60-150	30-70	Esthétique, bonnes propriétés mécaniques
Acier inoxydable	170-220		400-800	600	Peu indiqué
Titane	110		1000-1200	550	Indication non esthétique
Zircone	200		800-1500		Non indiquées
Fibrés (verre, carbone, quartz, silice)	20-80 Fibres longitudinales : 37 Fibres transversales : 9,5	440	1900	480-490	Les plus avantageux

Tableau 1. Guide pour le choix du matériau constitutif du tenon.

1.2.1.2. Le noyau

1.2.1.2.1. Les différents matériaux

L'amalgame :

Il résulte de la combinaison du mercure (42-50%) avec une poudre d'alliage métallique contenant principalement de l'argent, de l'étain et du cuivre et parfois des autres éléments mineurs comme le zinc, le palladium ou l'indium.

Le composite :

C'est un matériau constitué d'une matrice organique résineuse renforcée par des charges. Un agent de couplage, le silane assure la cohésion entre ces deux matériaux.

Les ciments verre ionomères (CVI) :

Ce sont des aluminosilicates associés à une base organique. Ils résultent de la réaction entre une solution d'acide acrylique et d'acide polyakénoïque avec un silicate double d'aluminium et de calcium.

1.2.1.2.2. Propriétés

Matériaux	Amalgame	Composite	CVI
Avantages	<ul style="list-style-type: none"> - coût - mise en œuvre - longévité 	<ul style="list-style-type: none"> - réaction de prise rapide - plusieurs teintes (esthétiques) - adhésion améliorée par le collage 	<ul style="list-style-type: none"> - biocompatible - adhésion à la dentine et l'émail - libèrent des fluorures cariostatiques - esthétiquement acceptables
Inconvénients	<ul style="list-style-type: none"> - corrosion - mise en forme mutilante (contre dépouilles) - Réaction de prise longue 	<ul style="list-style-type: none"> - Limites impérativement juxta ou supra gingivales - Protocole de collage rigoureux et pas de contact avec les fluides buccaux 	<ul style="list-style-type: none"> - Propriétés esthétiques et mécaniques inférieures aux composite mais améliorées dans les CVIMAR

Tableau 2. Propriétés des matériaux constitutifs du noyau.

1.2.2. Indications

Actuellement, les matériaux de choix pour les tenons rapportés par la littérature sont les tenons renforcés par des fibres de verre. Ces matériaux sont les plus esthétiques et présentent des propriétés mécaniques excellentes se rapprochant aux mieux de celles de la dentine. Ils limitent ainsi les fractures radiculaires.

Concernant le noyau, le composite présente les meilleures propriétés esthétiques et doit être employé lorsque les conditions le permettent.

1.3. Les reconstitutions monoblocs

Lorsqu'il n'est pas envisageable de réaliser une RMIPP, le praticien réalise une reconstitution indirecte. Elle doit permettre la meilleure **rétenion** en ayant un tenon de diamètre et de longueur adaptés. Elle doit également permettre la meilleure **répartition des contraintes**, ainsi qu'une bonne **résistance** à la fracture. Ces propriétés mécaniques dépendent du matériau utilisé ainsi que de la forme des tenons.

1.3.1. Les différents matériaux

1.3.1.1. Alliages nobles

L'inlay core en **or**, de moins en moins utilisé de nos jours est largement apprécié pour sa résistance à la corrosion et sa biocompatibilité. L'or est très ductile et augmente la densité d'un alliage. Inerte chimiquement, l'or augmente la résistance à la corrosion. L'or a également le pouvoir de transmettre adéquatement les contraintes occlusales. L'or (Au) donne une couleur jaune et augmente la température de fusion d'un alliage.

Son utilisation a un coût financier de plus en plus important qui justifie la diminution de son emploi.

Le **platine** (Pt) : inerte chimiquement, il augmente la dureté. Additionné à l'or, il améliore encore la résistance à la corrosion. Son utilisation est limitée car il élève le point de fusion et, au-delà de 12 %, il blanchit l'alliage.

1.3.1.2. Alliages non précieux

Les inlay core en alliage non précieux sont plus largement utilisés que les inlay core précieux.

Les deux alliages les plus fréquents sont : les alliages **nickel-chrome**, encore appelés "superalliages", et les alliages **cobalt-chrome**.

Les alliages cobalt-chrome sont très **rigides** pour une faible épaisseur de matériau. Ils ont une très bonne biocompatibilité et une bonne tolérance biologique.

Ils sont parfois préférés aux alliages en nickel-chrome considérés toxiques et allergisants en raison de la présence de nickel. De plus ces alliages présentent des avantages mécaniques et économiques supérieurs aux autres alliages.

1.3.1.3. Inlay core céramisé

Dans les années 90, pour améliorer la transmission lumineuse, De Rouffignac et De Cooman ont présenté les inlay core céramisés constitués d'un tenon et d'un noyau métallique recouvert dans la partie coronaire de céramique opaque.

Ce type d'inlay core possède les propriétés mécaniques de l'inlay core métallique traditionnel ainsi que des propriétés optiques améliorées par la couche de céramique supplémentaire. Mais l'assombrissement cervical ainsi que les risques de corrosion persistent avec ce type d'inlay core.

L'inlay core céramisé ne permet pas de retouche après sa mise en place. En effet, une retouche de la couche de céramique l'éliminerait.

1.3.2. Les inlay core coulés

Depuis des dizaines d'années, les inlay core métalliques sont les plus utilisés et cette technique de fabrication est la plus courante.

Après la prise d'empreinte, le modèle en plâtre est coulé. Un modèle positif unitaire est réalisé. Le prothésiste applique un espaceur (qui permet de prévoir l'espace du futur ciment de scellement). Puis, un tuteur en cire est placé dans le logement de tenon et une empreinte en cire de ce logement est réalisée (lorsqu'il s'agit d'un inlay core anatomique).

La morphologie du noyau de l'inlay core est ensuite réalisée par un apport et une sculpture de cire. Une tige de coulée est placée à l'extrémité occlusale de l'inlay core en cire. L'inlay core en cire est mis en revêtement puis coulé en métal. La tige de coulée est ensuite sectionnée et l'inlay core subit ses derniers ajustements.

1.3.3. Les inlay core usinés

Les systèmes CAD-CAM ont été utilisés pour l'usinage de composites en fibre de verre ou en zircone pour fabriquer un inlay core monobloc.

Voici les étapes de fabrication d'un inlay-core fabriqué par CFAO (Conception Fabrication Assistée par Ordinateur) :

Après le traitement endodontique, le dentiste doit **préparer le canal** radiculaire à une longueur et un diamètre définis préalablement à l'aide des forets Largo. On s'assurera qu'il y ait un effet de cerclage d'au moins 1 à 1,5 mm. Il fait ensuite une empreinte de la préparation du logement de tenon. L'empreinte est ensuite coulée puis démoulée.

L'inlay-core est modélisé avec un logiciel de conception puis fraisé à partir d'un bloc de restauration CAD-CAM sous refroidissement.

Après le fraisage, l'ajustement de l'inlay core est évalué dans le modèle en plâtre et dans la bouche. (FALCAO SPINA et al. 2018)



Figure 5. Bloc CAD-CAM après fraisage

Source : Falcao Spina DR, Da Costa RG, Correr GM, Rached RN. Scanning of root canal impression for the fabrication of a resin CAD-CAM-customized post-and-core. J Prosthet Dent. 2018 ;120(2):242-5.

1.3.3.1. En métal

Il est aussi possible de réaliser un inlay core métallique par la technique d'usinage que nous venons de voir, même si la technique de la cire perdue est majoritairement utilisée.

1.3.3.2. Numerys GF®



Figure 6. Bloc Numerys GF®

Résistance à la flexion.....	990 MPa
Module d'élasticité.....	23,8 GPa
Diamètre moyen des fibres.....	20 µm
Nombre moyen de fibres par bloc.....	700 000 fibres
Nombre moyen de fibres par disque.....	22 800 000 fibres

Itena est le seul fabricant à distribuer ces blocs usinables en fibres de verre pour la réalisation d'inlay core anatomiques. Ces blocs sont composés de 80% de fibres de verre radio-opaques unidirectionnelles et de 20% de résine époxy. Cette innovation brevetée est le premier inlay-core usiné sans métal en bouche.

Sur le site commercial d'Itena, le fabricant vante d'excellentes propriétés mécaniques avec :

- une forme anatomique qui réduit l'épaisseur de colle et permet une meilleure adhésion.
- une meilleure résistance mécanique que les inlay core traditionnels
- un module d'élasticité proche de la dentine (qui permet une réduction du risque de fracture)
- une simplicité technique de mise en œuvre, protocole de collage identique à celui des tenons en fibre de verre.

1.3.4. Tenon calibré ou anatomique ?

Lors de la réalisation d'une RCR indirecte, il existe deux possibilités de préparation interne de la morphologie de l'ancrage radiculaire : **calibrée ou anatomique.**

Le respect de la morphologie canalaire par l'utilisation de foret type Largo® permet l'utilisation d'un ancrage anatomique. Cela signifie que le tenon sera parfaitement adapté à l'anatomie canalaire. Cette technique permet de minimiser le volume de colle et réduire ainsi son retrait de prise lors de la polymérisation.(Chen et al. 2014)

Lorsque les tenons sont calibrés la préparation du logement implique l'utilisation de forêts calibrés.

La technique d'empreinte sera alors différente si le tenon est calibré ou anatomique. Si le tenon a une forme dite anatomique, le matériau d'empreinte élastomère et fluide est injecté et doit enregistrer précisément l'anatomie canalaire. Si le tenon est calibré, l'empreinte est réalisé à l'aide de tenon d'empreinte calibrés. Les empreintes optiques permettent de nos jours

d'enregistrer la morphologie intra canalaire mais cette technique d'empreinte est plus adaptée aux préparations canalaires calibrées. L'empreinte est alors réalisée à l'aide d'un scan post.

Une étude a été menée en 2019 par Eid et al. visant à évaluer l'effet du frottement et de l'adhérence des inlay core en composite renforcés en fibres de verre réalisés par CAD / CAM (anatomiques) par rapport aux inlay core en fibres préfabriqués (calibrés) . Il a été conclu que les inlay core **anatomiques** ont un **effet positif sur sa rétention**(Eid et al. 2019).

Les **tenons anatomiques en fibres de verre** réalisés par CFAO, pourraient représenter une alternative aux tenons métalliques utilisés traditionnellement dans la restauration des dents traitées endodontiquement avec des **canaux larges ou ovales** comme les incisives maxillaires. En effet, ils présentent un bénéfice esthétique et rétentif ainsi qu'une épaisseur de ciment similaire aux inlay core coulés (Tsintsadze et al. 2017).

Ainsi, afin de ne pas fragiliser d'avantage des parois dentinaires affaiblies, le praticien peut choisir un inlay core anatomique.

1.4. Complications

Un tenon est une structure rigide, qui peut être insérée dans le canal radiculaire après un traitement canalaire approprié. Des études récentes suggèrent que la rigidité et le module d'élasticité du tenon doivent se rapprocher de la dentine radiculaire (Ona et al. 2013) (Chiba et al. 2017).

Comme tout acte, la réalisation d'une RCR est susceptible d'échouer. Il existe différentes complications biologiques ou techniques : le descellement (5%), la fracture radiculaire (3%) et la reprise de carie (2%) (Goodacre et al. 2003).

1.4.1. Le descellement

Le descellement de la prothèse est causé par une perte de rétention de la RCR. Comme nous l'avons déjà rappelé précédemment, le rôle principal de la RCR est d'assurer la rétention et la stabilisation de la restauration finale et il n'est en aucun cas de renforcer la racine. Son utilisation ne doit donc pas être systématisé sur toutes les dents traitées endodontiquement. Afin de prévenir le descellement de la prothèse, il est important de prendre en compte les **éléments ayant une incidence sur ce descellement.**

Le tenon doit résister aux forces de flexion et de cisaillement, sans rupture ni déformation. Sa **longueur, son diamètre et le matériau** qui le constituent ont une influence sur sa rétention. De plus le choix du **matériau d'assemblage** (colle ou scellement) pèse sur la rétention de la prothèse.

Le tenon doit avoir une longueur idéalement égale aux $2/3$ de la longueur radiculaire. Cet impératif est limité par une possible courbure radiculaire, ainsi qu'une recommandation d'obturation apicale d'environ 3 millimètres.

L'augmentation du diamètre du tenon provoque une augmentation des contraintes transmises. Mais, le diamètre du tenon a moins d'influence que sa longueur sur la rétention. Il doit être inférieur au tiers du diamètre radiculaire.

Le descellement est beaucoup **plus fréquent pour les tenons en composite** renforcé de fibres. (Cagidiaco et al. 2008)(Marchionatti et al. 2017).

Les différences entre les modules d'élasticité de la dent et des matériaux peuvent être responsables du descellement. (Ona et al. 2013)

Le descellement de la restauration peut **conduire indirectement à une fracture radiculaire.** Cependant, cette différence n'augmente pas le risque de fracture radiculaire si le tenon et le noyau sont parfaitement liés aux structures dentaires. (Cagidiaco et al. 2008)(Ona et al. 2013).

1.4.2. La fracture radiculaire

1.4.2.1. Les différents types de RCR

Les propriétés mécaniques des RCR peuvent jouer un rôle dans l'incidence des fractures dentaires.

Plusieurs études s'accordent pour reconnaître un **taux de fracture supérieur pour les inlay core métalliques par rapport aux tenons fibrés** :

- Le type de complication le plus courant lors de l'utilisation de matériaux composites renforcés de fibres est le descellement du noyau. La fracture radiculaire est un événement plus rare pour les tenons en fibre. (Cagidiaco et al. 2008)
- Une étude in vitro réalisée en 2014 par Alharbi et al. a pour but d'évaluer la résistance à la fracture et le type de fracture de dents traitées endodontiquement puis restaurées avec trois types de RCR : en résine composite renforcée de fibres, des inlay-core en argent-palladium et en nickel-chrome. Des tests de flexion ont été réalisés pour analyser la résistance et les modules d'élasticité. **Les dents restaurées avec des inlay core métalliques présentent plus de fractures radiculaires que celles restaurées avec des tenons renforcés par des fibres.** De plus ces fractures sont profondes, verticales et sous la crête (A Alharbi et al. 2014).
- En 2017, Marchionatti AME et al. ont procédé à une revue systématique des essais cliniques visant à comparer les performances cliniques et les modes de complications des dents traitées endodontiquement restaurées avec différents types de RCR. Les complications observées lors de l'utilisation **d'inlay core métalliques sont : la fracture de l'inlay core, la fracture radiculaire et le descellement de la couronne et / ou de l'inlay core.** Celles observées lors de l'utilisation des **tenons en fibre sont le descellement** des tenons.

L'étude de Cadigiaco et al. (2008) reconnaît des **performances cliniques supérieures** aux **tenons fibrés** par rapport aux inlay core métalliques. Les tenons fibrés auraient un rôle protecteur contre l'échec des restaurations, notamment en cas de perte de substance coronaire importante, avec un effet de cerclage de seulement 2mm ou même sans effet de cerclage. Mais l'étude de Marchionatti analyse des essais cliniques randomisés à court et moyen terme qui reconnaissent des **performances cliniques similaires** pour ces deux types de restauration. L'essai clinique randomisé menée par Sarkis-Onofre et al. en 2020 s'accorde également sur ce dernier point(Sarkis-Onofre et al. 2020).

Au vu de la littérature, nous comprenons qu'il est aujourd'hui recommandé d'utiliser des tenons fibrés dont le taux de fracture radiculaire est inférieur aux tenons métalliques. Cependant, des périodes de suivi plus longues sont nécessaires pour détecter d'éventuelles différences entre les RCR au fil du temps.

1.4.2.2. L'effet de cerclage

Si la littérature ne s'accorde pas sur les performances cliniques des différents matériaux, elle s'accorde sur l'importance de l'effet de cerclage. C'est ce dernier qui **influence réellement le risque de fracture**, ce n'est pas le type de RCR. (Bacchi et al. 2019).

1.4.2.3. La quantité de dentine radiculaire

Lors de la préparation des dents pour un **inlay core, une plus grande quantité de dentine radiculaire est retirée**, ce qui augmente le risque de fracture dentaire. L'introduction de systèmes de tenons en fibres de verre a fourni une alternative aux inlay core métalliques pour la restauration des dents traitées endodontiquement. La préparation du canal radiculaire pour les tenons fibrés est plus conservatrice et diminue ainsi le risque de fracture radiculaire(Marchionatti et al. 2017).

1.4.2.4. Le degré d'inclinaison

Le degré d'inclinaison de la couronne par rapport à la racine des dents pilier en prothèse fixé ne doit pas dépasser 24 °. Cependant, pour les dents traitées endodontiquement excessivement inclinées, il est généralement difficile de décider de choisir un traitement orthodontique pour les redresser ou pour utiliser une RCR pour ajuster leur inclinaison axiale. L'étude *in vitro* menée en 2017 par Abdelaziz et al. visait à évaluer l'influence de l'inclinaison radiculaire par rapport à la restauration coronaire sur la résistance à la fracture de dents restaurées avec trois systèmes de RCR différents et recouvertes de couronnes en céramique. **L'inclinaison radiculaire affecte généralement la résistance à la fracture** des dents restaurées avec des RCR. Le tenon en fibre et les noyaux composites semblent être le meilleur choix pour restaurer les dents avec différentes possibilités d'inclinaison des racines. (Abdelaziz et al. 2017).

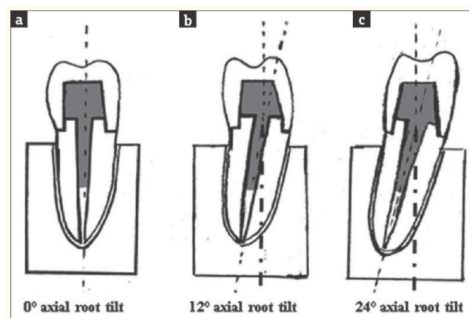


Figure 7. Schémas de RCR réalisés avec différentes inclinaisons : 0°, 12° et 24°.

Source : Abdelaziz KM, Khalil AA, Alsalhi IY, Almufarrij AJ, Mojathel AY. Fracture Resistance of Tilted Premolars Restored with Different Post-Core Systems. J Int Soc Prev Community Dent. 2017.

1.5. Taux de survie et taux de succès

1.5.1. Taux de survie

La survie se définit par le fait que **la prothèse est en place avec ou sans modification durant la période d'observation.**

En 2012, Soares et al. ont mené une étude sur des dents permanentes antérieures recevant des inlay core en métal coulé ou des tenons en fibre afin d'évaluer la survie de la restauration et les modalités d'échec.

Plusieurs facteurs sont impliqués dans le taux de survie des RCR. Ces critères sont d'ordre biologiques, mécaniques et esthétiques.

- Le choix du **système de RCR** doit être réfléchi et le principe d'économie tissulaire doit être respecté en **retirant un minimum de substance dentaire.**
- Il doit y avoir un **effet de cerclage** lors de l'utilisation des tenons en fibre. Ces derniers ont une bonne survie avec des performances similaires à celles des inlay core. Les inlay core métalliques ont une bonne survie clinique mais les complications sont généralement irréversibles contrairement aux tenons fibrés (Soares et al. 2012).

Une étude menée par Wang X et al. en 2019 a été entreprise pour répondre à une question clinique controversée avec un haut niveau de preuve : lorsque les dents sévèrement endommagées sont restaurées, quel type de RCR (métal ou fibré) démontrent une performance clinique supérieure (Wang et al. 2019)?

Sur la base du haut niveau de preuve des essais contrôlés randomisés, les **RCR en fibre affichent un taux de survie à moyen terme (3 à 7 ans) plus élevés que le métal** dans la restauration des dents dévitalisées avec moins de deux murs coronaires restants.

Sarkis-Onofre et al. ont réalisé en 2020 un essai clinique contrôlé randomisé afin de comparer la survie tenons fibrés et des inlay core utilisés pour restaurer les dents traitées endodontiquement sans paroi dentaire coronaire restante. **Le type de tenon n'a pas d'influence significative sur la survie des restaurations.**

Les taux d'échec sur **les dents antérieures et postérieures** traitées avec des RCR sont **similaires**(Garcia et al. 2019). Mais des essais cliniques mieux conçus évaluant les taux de survie et d'échec des dents antérieures et postérieures traitées avec des RCR avec des temps de suivi plus longs sont nécessaires

1.5.2. Taux de succès

Le succès se définit par le maintien de la restauration in situ sans signe clinique ou radiographique de complication technique (par exemple perte de rétention, fracture radiculaire ou fracture du tenon). Chaque fois que la restauration finale est renouvelée, « recollée » ou que la dent est extraite, l'intervention est considérée comme ayant échoué (critère principal).

Sarkis-Onofre et al. ont réalisé une étude en 2020 visant à évaluer la survie et le succès des tenons en fibre de verre par rapport aux tenons en métal coulé dans les dents sans effet de cerclage. Les tenons en fibre de verre et en métal coulé ont montré de **bonnes performances cliniques similaires**, avec un suivi de 9 ans.

Le **module d'élasticité** d'un tenon en fibre de verre réduit les contraintes à l'interface tenon/colle et **limite ainsi le risque de décollement**(Santos et al. 2010).

Lors du **décollement d'un tenon en fibres**, les contraintes dans le tenon en fibre de verre sont supérieures à l'inlay core. Cependant le risque de fracture du tenon en fibres de verre est plus élevé que celui de la racine. C'est donc généralement la **RCR qui se fracture** et non pas la racine.

En 2012, une étude prospective observationnelle évaluant la survie à 10 ans des tenons en fibre de verre a été menée (Naumann et al. 2012).

Les **complications** observées le plus fréquemment sur 10 ans sont :

- la **fracture** des dents postérieures
- le **descellement** des dents postérieures
- les problèmes **endodontiques**
- les problèmes conduisant à une **extraction**

1.6. RCR et esthétique

Plusieurs facteurs influencent la couleur finale des couronnes céramiques : la teinte de la RCR, la couleur de la colle, l'épaisseur de la céramique ainsi que sa translucidité. (Czigola et al. 2019)

1.6.1. Type de RCR

Une étude menée en 2001 a analysé l'influence de différents types de tenons et noyaux sur la transmission de la lumière des couronnes en céramiques. L'évaluation était clinique et également menée à l'aide d'un spectrophotomètre.

Il a été conclu que les dents naturelles présentaient la luminosité la plus élevée. Celle des inlay core céramique était également la plus élevée, celle des alliages en or céramisé et poli était inférieure et celles des alliages en or avec un fini mat était la plus faible.

Cliniquement, il n'y a **pas de différence significative**. Les différences sont seulement perceptibles par le spectrophotomètre (Carossa et al. 2001).

Une étude de 2006 rapporte des résultats similaires. Il n'y a pas de changement de couleur perceptible à l'œil nu sur les couronnes en céramique sur un inlay core en or recouvert de colle et sur les tenons fibrés. Cependant cette étude révèle que sans une couche de céramique l'inlay core en Ni-Cr présente un changement de couleur. La couche de céramique atténue le changement de couleur (Ge et al. 2006).

L'épaisseur du noyau de la RCR influence la couleur (Kang et al. 2018).

1.6.2. Type de restauration coronaire

1.6.2.1. Couronne céramo céramique

La **couleur**, le **type** et l'**épaisseur** de la céramique influencent considérablement la couleur optique. (Pires et al. 2017)

Différentes céramo-céramiques, ont été développées au cours des dernières décennies. Le progrès de leurs propriétés mécaniques permet une utilisation plus large de ces couronnes. Leurs propriétés optiques sont différentes selon les matériaux, l'épaisseur de ce dernier, leur état de surface, le mode d'assemblage et le type de substrat sous-jacent. Les propriétés optiques ne dépendent donc pas seulement de la couleur de la couronne en elle-même (luminosité, teinte et saturation).

La céramique est un matériau inorganique composé : d'oxydes, carbures, nitrures et borures. Elle est mise en forme à partir d'une poudre, qui va être densifiée puis consolidée par traitement thermique que l'on appelle « frittage ».

Les céramiques sont constituées d'une phase vitreuse, qui correspond à un composé minéral à base de silice et d'une phase cristalline.

Il existe différentes céramiques :

- l'alumine (désuète) , la zircone qui sont des céramiques poly-cristallines
- les céramiques feldspathiques
- les vitro céramiques comme les céramiques au disilicate de lithium (ex : Emax®)

Nous avons choisi dans cette thèse d'étudier les zircons et les céramiques au disilicate de lithium qui sont les plus couramment utilisées.

1.6.2.1.1. La zircone

Sa nature poly cristalline (matériau à une seule phase) lui confère des propriétés mécaniques supérieures à n'importe quelle autre céramique. La zircone peut à pression ambiante, prendre plusieurs conformations cristallographiques en fonction de la température :

- De la température ambiante jusqu'à 1170°C, elle cristallise en réseau monoclinique
- entre 2680 et 2370°C elle prend une conformation tétragonale
- au-dessus de 2300°C jusqu'à son point de fusion elle est cubique.

Une adjonction d'oxydes à la zircone lui confère un état métastable thermodynamique. Elle peut donc subir une transformation cristalline de l'état tétragonal à monoclinique (t→m). Ce phénomène place la zircone comme matériau de choix car est capable d' « auto réparation ». Si

une fissure survient au sein du matériau, la transformation ($t \rightarrow m$) va prendre place sous l'effet de la contrainte. Comme la phase monoclinique entraîne une augmentation significative de volume d'environ 4,5%, elle permet de colmater la brèche. Cette transformation est réversible pour des températures élevées atteignant environ 950°C. La ténacité de la zirconne est donc bien supérieure aux autres céramiques.

Cette propriété peut néanmoins devenir un inconvénient. Tout traitement mécanique comme un sablage peut déclencher une transformation ($t \rightarrow m$) et provoquer un stress de compression. L'intégrité de la zirconne en est alors altérée accroissant son vieillissement. Le sablage de l'infrastructure n'intervient donc pas dans la liaison céramo-céramique sur de la zirconne.

Propriétés optiques de la zirconne :

La zirconne est une céramique de **faible translucidité**. Ses propriétés optiques divergentes de celles d'une dent, il convient de la recouvrir d'une céramique esthétique. On l'utilise pour la réalisation de couronnes unitaires, de bridges de trois à quatre éléments, ainsi que pour les piliers implantaires.

1.6.2.1.2. Les céramiques au disilicate de lithium

Ce sont des vitrocéramiques, des céramiques biphasées, composées d'une phase vitreuse et d'une phase cristalline dispersée, obtenue par un traitement thermique. Elles sont utilisées comme **céramiques cosmétiques** mais peuvent aussi servir **d'infrastructure**.

Ces céramiques ont d'excellentes propriétés mécaniques et optiques :

- Polyvalence clinique : facettes, les inlay-onlays ou les couronnes unitaires surtout antérieures, et notamment sur dents pulpées
- Biocompatibilité
- Abrasivité favorable
- Précision d'ajustement
- Forte adhérence
- Monolithiques et en couches

1.6.2.2. Couronne céramo métallique

La couleur de la restauration est influencée par la **chape métallique**.

Les **alliages** cobalt-chrome (Co-Cr) et en or se sont révélés significativement plus brillants (valeurs L* plus élevées) que les alliages Ni-Cr et Pd. Les alliages d'or et de Pd ont provoqué une teinte plus jaune de la restauration (valeurs b* plus élevées) par rapport aux alliages Ni-Cr et Co-Cr. (Kourtis et al. 2004)

La chape est également à l'origine de l'effet parapluie « umbrella effect ». Cet effet est causé par l'absorption de la lumière incidente au niveau de la chape métallique. Par conséquent un aspect gris apparaît au niveau du tiers cervical de la couronne et de la gencive marginale.

La couleur de la restauration est donc très largement influencée par le **joint dento-prothétique**. Un joint métal-dent associé à une fine céramique d'émaillage au niveau cervical influence l'esthétique. En antérieur il est recommandé de réaliser un joint céramique-dent. Cependant ce type de joint présente une moins bonne résistance mécanique que les joints métal-dent (Michalakis et al. 2009).

De plus, des colorations grisâtres de la gencive marginale peuvent être causées par la corrosion du métal.

La couche d'opaque et la liaison céramo-métallique

La couche d'opaque est la première couche apposée au niveau de la chape métallique. Les coefficients de dilatation thermique de l'alliage et de la couche d'opaque doivent être les plus proches possibles. Or, le coefficient de dilatation thermique des métaux est plus élevé que la céramique. Il faut donc augmenter ce coefficient au niveau de la céramique. Pour se faire, des oxydes alcalins sont adjoints dans la poudre d'opaque afin d'augmenter le coefficient de dilatation thermique de la céramique. De plus, ces oxydes vont intervenir dans l'abaissement de la tension superficielle de la céramique permettant une mouillabilité optimale de la couche d'opaque sur l'alliage métallique. Les oxydes alcalins ont donc un rôle prépondérant dans la stabilité de la liaison céramo-métallique.

Ajouté à ces impératifs que l'on pourrait qualifier de « mécaniques », la couche d'opaque doit être suffisamment opaque pour masquer le métal sous-jacent. Pour cela des

opacifiants sont additionnés à cette poudre. Ce type de restauration renvoie davantage la lumière par rapport à une dent naturelle. Ce phénomène se traduit généralement par un défaut de translucidité au niveau de la prothèse. Il est donc nécessaire d'appliquer suffisamment de céramique d'émaillage (masse dentine) pour que la lumière ne soit pas réfléchi de manière trop importante à la surface de la couche d'opaque.

L'étape de frittage modifie significativement la couleur de la couche d'opaque. En effet, avec la chaleur, le métal peut produire des oxydes pigmentés qui vont colorer la céramique. A titre d'exemple, l'argent contenu dans un alliage argent-palladium peut jaunir voire verdir la teinte finale. D'autres métaux comme le palladium ou le nickel sont également responsables de modification de la couleur de la céramique de la couche d'opaque et par conséquent de la restauration finale sus-jacente par la libération d'ions métalliques.

La céramique d'émaillage

La céramique d'émaillage est mise en forme par le prothésiste manuellement par stratification. Le céramiste dispose de plusieurs types de poudres comportant différentes teintes et niveau de translucidités. La technique de mise en œuvre est donc très opérateur dépendant faisant appel à son expérience et sa sensibilité « artistique ».

1.6.3. Matériau d'assemblage

Au moment du choix de la restauration coronaire, il est judicieux de choisir dans le même temps le matériau d'assemblage. Il en existe deux grandes familles : les ciments et les colles.

Quel que soit le matériau sélectionné, le cahier des charges doit être respecté. Le ciment ou la colle doit être : biocompatible, étanche, résistant, aisément manipulable et **esthétique**.

Plus la restauration en céramique est translucide, plus le matériau d'assemblage impact le résultat esthétique. Ainsi, l'effet du ciment ou de la colle sur les restaurations monolithiques est plus important sur la céramique feldspathique, puis la vitrocéramique et son effet est moindre sur la zircone (plus faible translucidité).

1.6.3.1. Ciment

Les ciments de scellement sont définis par leur mode de durcissement par réaction entre un acide (liquide) et une base (poudre).

Il existe différents types de ciments :

- Ciment à base d'oxyphosphate de zinc : ces ciments sont opaques et ne peuvent donc pas être utilisés comme ciments esthétiques.
- Ciment au polycarboxylate de zinc : Ce ciment est utilisé comme ciment provisoire, car il présente une faible résistance à la compression et est sensible à l'hydrolyse par les fluides buccaux.
- Les ciments à l'oxyde de zinc eugénol : utilisé provisoirement ou en fond de cavité.
- Ciments verre ionomères (CVI) conventionnels : ils présentent une mauvaise adhérence pour les alliages précieux et les céramiques.
- Les ciments verre ionomères hybrides associent à la réaction acido-basique une réaction de prise par photo polymérisation. Ces ciments sont moins solubles et améliorent ainsi la qualité du scellement.

On notera que les ciments ont généralement une meilleure cinétique de prise que les colles ce qui leur confère une manipulation plus aisée.

Les ciments opaques créent une teinte plus claire, tandis que les ciments transparents créent une teinte plus foncée en raison des changements dans les valeurs L^* (luminosité). Plus le ciment devient transparent, plus l'effet d'arrière-plan devient critique.

L'utilisation de ciments opaques tel que l'oxyphosphate de zinc produit des changements de couleur inacceptables pour les couronnes en zircone sur des fonds de couleur dentaire. Au contraire, un ciment opaque génère une meilleure couleur que les composites de collage pour la zircone sur fond de titane.

Il semble que les **ciments opaques** puissent être les ciments de choix pour masquer les **fonds sombres**, métalliques ou décolorés. Une augmentation de l'épaisseur de la céramique est alors nécessaire pour compenser la couleur du ciment.

De plus, les ciments de la couleur des dents peuvent être le choix pour les arrière-plans de la couleur des dents pour créer une harmonie de couleur entre le ciment, le fond et la céramique. Ceci permet d'éviter d'augmenter l'épaisseur de la céramique (Tabatabaian 2019).

1.6.3.2. Colles

Les colles affectent également la couleur finale des restaurations. De même que pour les ciments, l'impact esthétique de la colle diminue lorsque l'épaisseur de la céramique augmente. (Ge et al. 2006). L'opacité de la colle joue un rôle majeur sur la couleur finale de la restauration par rapport à la teinte et la saturation (Perroni et al. 2016).

Il existe des pâtes d'essai qui peuvent être utilisées afin de garantir les attentes esthétiques. Cependant, certaines difficultés et limitations se posent pour les cliniciens lors de l'utilisation de ces pâtes.

Les colles ainsi que les pâtes d'essai existent dans plusieurs teintes et translucidités différentes.

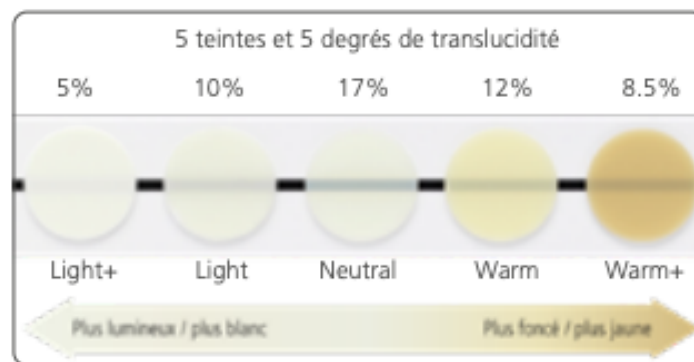


Figure 8. Exemple du Variolink Esthetic ® (colle sans potentiel adhésif) existe en 5 teintes et 5 degrés de translucidité.

Source : Guide du collage, Ivoclar vivadent.

Différentes nuances et niveaux de luminosité des colles affectent différemment la stabilité de la couleur des restaurations. La céramique au disilicate de lithium hautement translucide est plus susceptible au changement de couleur. Par conséquent, il est recommandé d'utiliser une colle transparente. Plus la luminosité de la colle est faible, plus la stabilité de la couleur est élevée (Lee et Choi 2018).

2. *Étude in vitro : Impact esthétique des reconstitutions monoblocs sur la restauration coronaire finale*

2.1. Introduction

L'un des défis majeurs de la dentisterie moderne est d'obtenir des propriétés optiques identiques aux dents naturelles avec des matériaux artificiels. Au cours des dernières décennies, la couronne céramo-métallique a été la principale approche de restauration pour la reproduction dentaire de la couleur. Cependant, la présence d'une sous-structure métallique, qui est une barrière totale à la transmission de la lumière, confère à la couronne céramo-métallique un aspect défavorable.

L'introduction des couronnes céramo-céramiques a changé la situation actuelle. En effet, la céramique permet de reproduire fidèlement l'aspect des dents, grâce à un comportement optique très similaire à celui des tissus dentaires. Une variété de systèmes tout céramique sont disponibles dans le commerce et peuvent offrir une nouvelle dimension esthétique, en particulier pour les dents antérieures. Les matériaux tout céramique peuvent améliorer la couleur et la translucidité des restaurations, mais une restauration esthétique parfaite ne peut pas toujours être garantie. Si une couronne unitaire tout céramique est placée sur une dent traitée endodontiquement ou sur un inlay core métallique coulé, la couleur de la dent pilier ou de l'inlay core peut entraîner une décoloration et une ombre à la fois de la gencive et de la région cervicale. Pour résoudre ce problème esthétique, divers tenons préfabriqués en céramique, en carbone ou en fibre de verre ont été utilisés combinés à un noyau en composite.

Dans plusieurs études précédentes, l'influence de la teinte et de l'épaisseur des matériaux tout céramique ou des ciments de scellement a été évaluée. Il a été démontré que l'application de ciments de scellement ne permet pas toujours de gérer la couleur du substrat (Koutayas et al. 2003), et il est conseillé de prendre en compte les aspects du substrat, lorsque l'épaisseur de la céramique diminue à moins de 1,5mm (Vichi et al. 2000).

Le composite est devenu populaire comme matériau de base pour sa flexibilité et son esthétique satisfaisante (Artopoulou et O'Keefe 2006), en particulier sous une restauration tout céramique (Cheung 2005).

Les progrès technologiques croissants permettent aujourd'hui de réaliser des RCR monoblocs usinées en fibre de verre. Actuellement, le seul fabricant distribuant ces blocs usinables en fibres de verre sous l'appellation Numerys GF est le laboratoire ITENA. Cependant, peu de données scientifiques sont disponibles concernant l'influence de ces blocs sur la couleur finale des restaurations céramiques.

Les objectifs de cette étude sont d'étudier l'influence de la couleur de la RCR sur la couleur résultante des couronnes ainsi que l'impact de l'épaisseur des couronnes sur la couleur finale de la restauration. Une pâte d'essayage sera utilisée pour chaque échantillon car comme nous l'avons dit plus haut la couleur de la colle peut influencer la couleur finale de la restauration.

L'hypothèse nulle (H0) est qu'il n'y a pas de différence significative de teinte entre les différents types de céramiques de différentes épaisseurs placées sur les inlay core en métal et en composite renforcé de fibres.

Nous verrons ainsi à partir de quelle épaisseur de couronne céramo-céramique il n'y a plus de différence significative entre les coordonnées colorimétriques d'une CCC en disilicate de lithium sur un inlay core en métal et sur le Numerys GF®.

Nous chercherons ensuite à partir de quelle épaisseur de zircone il n'y a plus de différence entre la chape en zircone sur un inlay core et sur du Numerys GF®.

2.2. Matériel et méthode

2.2.1. Préparation de la dent

Dans un premier temps, nous avons réalisé la préparation d'une dent artificielle (Frasaco®). Après réflexion, nous avons opté pour une préparation simple plane sans chanfrein afin de pouvoir recevoir un inlay core et des chapes en céramique uniformes de différentes épaisseurs.

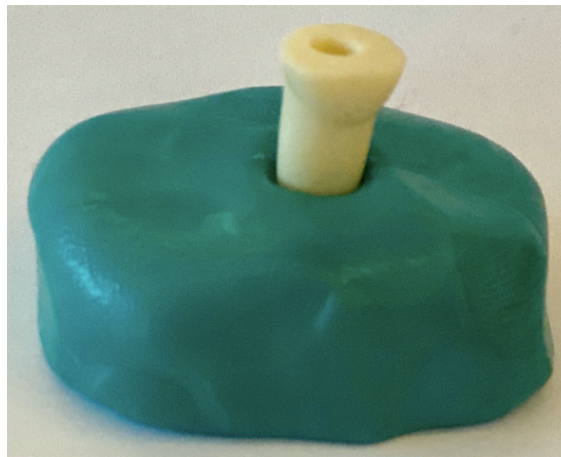


Figure 9. Photo de la dent Frasaco® préparée.

Nous avons ensuite pris une empreinte optique de cette dent à l'aide d'une caméra optique d'empreinte (Trios 3 basic, 3shape®). Cette empreinte a été envoyée au laboratoire que nous avons choisi afin que le prothésiste puisse modéliser puis usiner les deux inlay-core et les 20 chapes désirées.

2.2.2. Préparation des « inlay-core »

Le prothésiste a utilisé un logiciel de construction (ceramill mind®) afin de modéliser les inlay-core, que nous avons pu valider avant de lancer la fabrication.

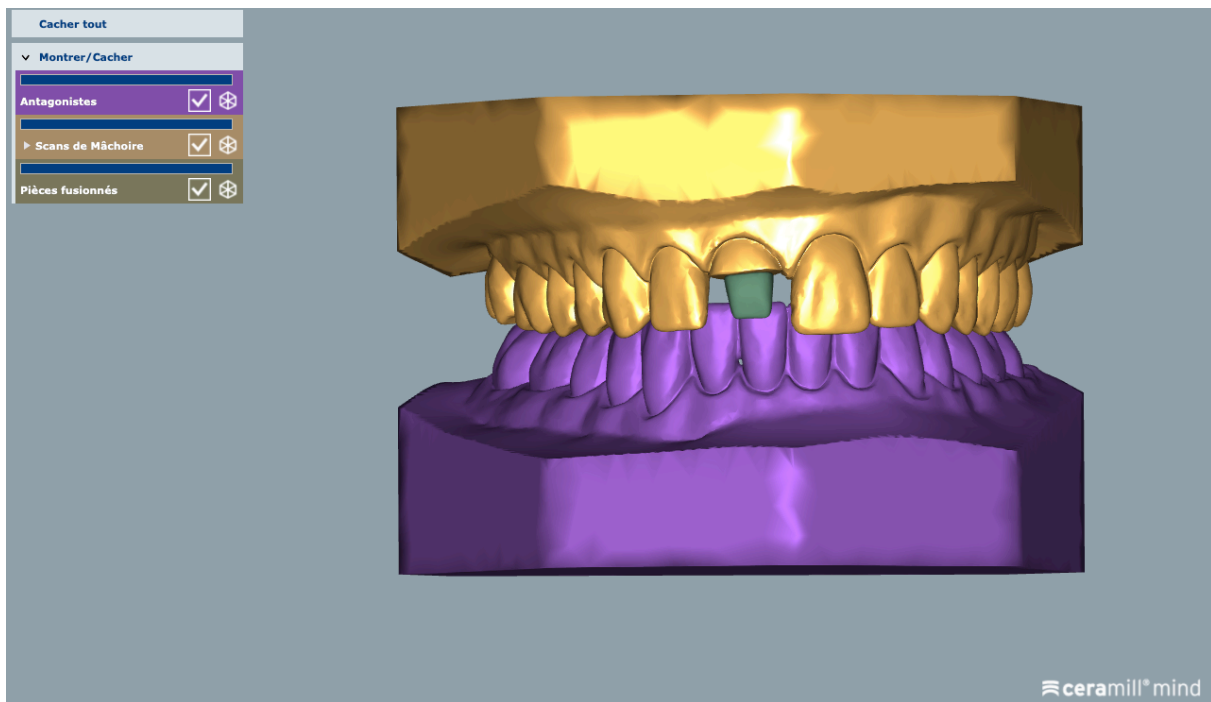


Figure 10. Modélisation de l'inlay core

Les inlay core devaient respecter certains principes de préparation :

- La modélisation de l'inlay core doit permettre la mise en place de chapes d'épaisseurs uniformes. L'inlay core doit donc avoir une forme de « dé à coudre » avec une légère dépouille de 7 degrés afin de permettre l'insertion des chapes.
- Il ne doit pas y avoir d'angles vifs sur le moignon.
- Le « pourtour » de la limite cervicale doit être de même épaisseur partout.
- Enfin, la taille du moignon doit être de même épaisseur partout pour permettre la mise en place de la sonde du spectrophotomètre.

Deux inlay-core ont alors été usinés identiquement à l'aide de deux matériaux différents : un en métal non précieux et le second à partir d'un bloc de Numerys GF.

2.2.3. Préparation des chapes

Après modélisation des inlay core, le prothésiste a modélisé de la même façon 10 chapes en disilicate de lithium d'épaisseur uniforme et croissante de 0,2mm entre 0,2 et 2 mm et 10 chapes de mêmes épaisseurs en zircone monobloc.

2.2.4. Mesure de la teinte

Afin de relever les teintes, nous avons utilisé un spectrophotomètre (VITA Easyshade® V, VITA Zahnfabrik®). Il permet d'obtenir les coordonnées colorimétriques dans une plage de mesure entre 400 et 700 nanomètres. Les spectrophotomètres sont devenus très populaires en raison de leur exactitude, de la normalisation et de leur facilité d'application pour la détermination de la couleur.

Le spectrophotomètre fonctionne en mesurant la courbe de réflexion spectrale ou de transmittance d'un échantillon. Une ampoule à filament de tungstène dans le spectrophotomètre disperse un prisme de lumière qui se diffuse en un spectre de bandes de longueurs d'ondes comprises entre 5 et 20 nm. La quantité de lumière réfléchiée par un échantillon est alors mesurée pour chaque longueur d'onde du spectre visible (Kalantari et al. 2017).

A chaque prise de teinte les échantillons ont été positionnés de la même façon, c'est à dire sur une surface plane et la pointe de la sonde du spectrophotomètre orienté 90° à la surface des échantillons.

Les coordonnées colorimétriques qui serviront de coordonnées témoins seront prises directement sur les blocs de zircone monobloc et de disilicate de lithium.

Puis, nous avons pris 40 mesures avec le spectrophotomètre :

- 10 chapes en disilicate de lithium sur un inlay core métallique
- Ces mêmes 10 chapes sur une reconstitution monobloc à partir de Numerys GF
- 10 couronnes en zircone monobloc sur un inlay core métallique
- Ces mêmes 10 chapes sur une reconstitution monobloc à partir de Numerys GF

Chaque mesure a été effectuée 5 fois afin d'obtenir suffisamment de données pour établir une moyenne et réaliser des statistiques.

Les mesures de la couleur ont été faites en utilisant les coordonnées CIE L * a * b *. L'espace colorimétrique L * a * b * de la Commission Internationale de l'Eclairage (CIE) spécifie l'emplacement d'une couleur avec 3 valeurs de coordonnées (L *, a *, b *) dans un espace colorimétrique tridimensionnel.

- La coordonnée de couleur L * représente la luminosité,
- a * représente le vert (négatif) et la rougeur (positif),
- et b * représente le jaune (positif) et le bleu (négatif).

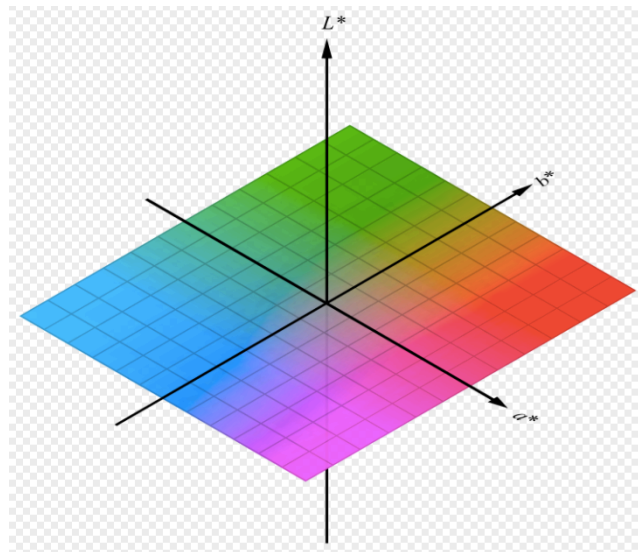


Figure 11. Représentation de l'espace L * a * b *.

Source : https://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=L*a*b*_CIE_1976&oldid=168317407

Lorsque l'on compare deux teintes, même si l'on perçoit visuellement la différence il est difficile de la décrire simplement. Afin de quantifier la différence de teinte entre deux stimuli visuels on utilisera la colorimétrie par l'intermédiaire de DeltaE utilisé dans plusieurs études.

E étant l'abréviation de « Empfindung » en allemand signifiant sensation et Delta correspondant à la différence, ΔE est donc un calcul de la différence de sensation.

En pratique, ΔE correspond à la distance entre deux points situés dans l'espace chromatique. Par la formule

suivante :

$$\Delta E^*_{AB} = \sqrt{(\Delta L^*_{AB})^2 + (\Delta a^*_{AB})^2 + (\Delta b^*_{AB})^2}$$

ΔE^*_{ab} , correspond à la différence de couleur entre un point a et b.

ΔL^*_{ab} , correspond à la différence des coordonnées de luminosité entre un point a et b.

Δa^*_{ab} , correspond à la différence des coordonnées de gamme de niveaux sur l'axe de vert et rouge entre un point a et b

Δb^*_{ab} , correspond à la différence de coordonnées de gamme de niveaux sur l'axe de bleu et jaune entre un point a et b.

Cet indice est largement utilisé dans la littérature pour caractériser les différences de couleur objectives mesurées par différents instruments de prise de teinte.

Lorsque la valeur ΔE de 2 couleurs est 0, la différence de couleur est décrite comme parfaite; une valeur de 0,5 à 1,5 unité est très bonne; 1 à 2 est bon; 2 à 3,5 est cliniquement perceptible; et $> 3,5$ est inacceptable.

Il est communément admis dans les industries graphiques, qu'en dessous d'un écart de 1 ($\Delta E=1$), les différences de couleurs ne sont plus perceptibles. En réalité, un observateur lambda distingue réellement une différence de teinte à partir d'un écart 5 et un observateur averti et entraîné au-dessus d'un écart de 2. (Lasserre et d'Incau 2006)(32) (Luo et al. 2001)(36)

2.3. Résultats

Les tableau 4 suivant rassemble les moyennes des coordonnées colorimétriques mesurées pour les chapes en disilicate de lithium, placées sur les inlay-core en métal et en Numerys GF. Ces mêmes données concernant les chapes en zircone sont regroupées dans le tableau 5.

L'ensemble des résultats intermédiaires, à savoir les différentes coordonnées colorimétriques est en annexe.

Les valeurs du bloc témoin de disilicate de lithium obtenues sont :

- $L_0 = 96,2$
- $a_0 = 2,1$
- $b_0 = 4,2$

Chapes (mm)	Sur un inlay core métallique			Sur Numerys GF			ΔE
	L*	a*	b*	L*	a*	b*	
0,2	46,6	0,6	2,8	68,6	1,2	12,8	24,2
0,4	81,9	1,8	3,4	89,5	0,8	8,3	9,1
0,6	86,5	2,2	2,7	92,8	1,2	6,7	7,5
0,8	90,9	2,3	3,2	94,8	1,5	6,2	5,0
1,0	90,2	2,2	3,0	98,0	2,3	3,8	7,8
1,2	95,4	2,3	4,1	96,5	1,8	5,9	2,2
1,4	92,5	2,2	3,2	96,3	1,8	5,1	4,3
1,6	97,3	2,7	2,8	98,8	2,1	4,6	2,4
1,8	93,2	1,9	5,3	95,4	1,7	6,5	2,5
2	97	2,5	3,2	98,5	2,2	4,4	1,9

Tableau 3. Moyenne des résultats obtenus pour les chapes en disilicate de lithium

Les valeurs du bloc témoin de zircone obtenues sont :

- L0 = 97,5
- a0 = 2
- b0 = 6,1

Chapes (mm)	Sur un inlay core métallique			Sur Numerys GF			ΔE
	L*	a*	b*	L*	a*	b*	
0,2	44,9	0	4,5	64,7	2,2	15,6	22,8
0,4	60,1	0,1	5,4	76,7	1	12,2	18,0
0,6	73,5	0,4	5,9	83,7	0,4	10,4	11,1
0,8	80,4	0,9	5,8	87,6	0,2	9,5	8,1
1	85,5	1,2	5,1	91,4	0,5	8,7	6,9
1,2	87	0,8	5,7	91,3	0,2	8,3	4,9
1,4	89,5	1,5	5,6	93,1	1,3	7,2	3,9
1,6	91,5	1,5	5,9	94,7	1,5	6,6	3,3
1,8	95,7	2,4	4,2	98,3	1,8	6,8	3,7
2	98,4	2,4	5,2	99,5	2,3	5,6	1,2

Tableau 4. Moyenne des résultats obtenus pour les chapes en zircone

P value : **0,000182**

Chapes (mm)	0,2	0,4	0,6	0,8	1
ΔE	24,5	9,4	7,8	5,3	8,2
	24,6	9,5	7,9	5,4	8,3
	24	8,9	7,3	4,8	7,7
	24	9	7,4	4,9	7,7
	23,8	8,7	7,1	4,6	7,4

Tableau 5. Résultats du test statistique de Kruskal-Wallis comparant les teintes des chapes en disilicate de lithium de 0,2 à 1 mm sur le métal et sur le Numerys GF

Analyse statistique :

D'après les résultats du test de Kruskal-Wallis, p est inférieure à 0,05. L'hypothèse nulle (H0) est qu'il n'y a pas de différence significative de teinte entre les différents types de céramiques de différentes épaisseurs placées sur les inlay core en métal et en composite renforcé de fibres. H0 est donc rejetée pour des épaisseurs de disilicate de lithium allant de 0,2 à 1mm.

En d'autres termes cela signifie qu'il existe une différence significative de teinte pour des chapes allant de 0,2 à 1mm.

P value: **0,001997**

Chapes (mm)	1,2	1,4	1,6	1,8	2
ΔE	2,4	4,6	2,7	2,8	2,2
	2,5	4,7	2,7	2,9	2,3
	1,9	4,1	2,2	2,3	1,7
	2,1	4,1	2,4	2,4	1,8
	2	3,9	2,3	2,2	1,7

Tableau 6. Résultats du test statistique de Kruskal-Wallis comparant les teintes des chapes en disilicate de lithium de 1,2 à 2 mm sur le métal et sur le Numerys GF

Analyse statistique :

D'après les résultats du test de Kruskal-Wallis, p est inférieure à 0,05. H0 est donc de nouveau rejetée pour des épaisseurs de disilicate de lithium allant de 1,2 à 2mm. En d'autres termes cela signifie qu'il existe une différence significative de teinte pour des chapes allant de 1,2 à 2mm.

P value: 0,672

Chapes (mm)	1,6	1,8
ΔE	2,7	2,8
	2,7	2,9
	2,2	2,3
	2,4	2,4
	2,3	2,2

Tableau 7. Résultats du test statistique de Kruskal-Wallis comparant les teintes des chapes en disilicate de lithium de 1,6 et 1,8 mm sur le métal et sur le Numerys GF

Analyse statistique :

D'après les résultats du test de Kruskal-Wallis, p est supérieure à 0,05. H0 est donc vérifiée à partir d'une épaisseur de disilicate de lithium à partir de 1,6 mm.

En d'autres termes cela signifie qu'il n'existe plus de différence significative de teinte pour des chapes de plus de 1,6mm

P value: 0,000121

Chapes (mm)	0,2	0,4	0,6	0,8	1
ΔE	23,1	18,3	11,5	8,4	7,2
	23,2	18,4	11,6	8,5	7,3
	22,6	17,8	11	7,9	6,7
	22,7	17,8	11	8	6,8
	22,4	17,6	10,7	7,7	6,6

Tableau 8. Résultats du test statistique de Kruskal-Wallis comparant les teintes des chapes en zircone de 0,2 à 1 mm sur le métal et sur le Numerys GF

Analyse statistique :

D'après les résultats du test de Kruskal-Wallis, p est inférieure à 0,05. L'hypothèse nulle (H0) est qu'il n'y a pas de différence significative de teinte entre les chapes en zircone de différentes épaisseurs placées sur les inlay core en métal et en composite renforcé de fibres. H0 est donc rejetée pour des épaisseurs de disilicate de lithium allant de 0,2 à 1mm.

En d'autres termes cela signifie qu'il existe une différence significative de teinte pour des chapes allant de 0,2 à 1mm placées sur du métal et sur du Numerys GF.

P value: **0,000344**

Chapes (mm)	1,2	1,4	1,6	1,8	2
ΔE	5,4	4,3	3,6	4	1,5
	5,4	4,3	3,7	4,1	1,6
	4,9	3,8	3,1	3,5	1
	4,9	3,8	3,1	3,6	1
	4,7	3,6	2,9	3,5	0,9

Tableau 9. Résultats du test statistique de Kruskal-Wallis comparant les teintes des chapes en zircone de 1,2 à 2 mm sur le métal et sur le Numerys GF

Analyse statistique :

D'après les résultats du test de Kruskal-Wallis, p est inférieure à 0,05. H0 est donc rejetée pour des épaisseurs de zircone allant de 1,2 à 2mm.

En d'autres termes cela signifie qu'il existe une différence significative de teinte pour des chapes de zircone allant de 1,2 à 2mm placées sur du métal et sur du Numerys GF.

P value: **0,14**

Chapes (mm)	1,6	1,8
ΔE	3,6	4
	3,7	4,1
	3,1	3,5
	3,1	3,6
	2,9	3,5

Tableau 10. Résultats du test statistique de Kruskal-Wallis comparant les teintes des chapes en zircone de 1,6 et 1,8 mm sur le métal et sur le Numerys GF

Analyse statistique :

D'après les résultats du test de Kruskal-Wallis, p est supérieure à 0,05. H0 est donc validée pour des épaisseurs de zircone à partir de 1,6mm d'épaisseur.

En d'autres termes cela signifie qu'il n'existe plus de différence significative de teinte pour des chapes en zircone à partir de 1,6 mm d'épaisseur placées sur du métal et sur du Numerys GF.

Chape	Disilicate de lithium			Zircone		
Epaisseurs de chape (mm)	0,2 à 1	1,2 à 2	1,6 à 2	0,2 à 1	1,2 à 2	1,6 à 2
P value	0,000182	0,001997	0,672	0,000121	0,000344	0,14
Différence significative de teinte ?	Oui		Non	Oui		Non

Tableau 11. Résumé des résultats du test statistique de Kruskal-Wallis comparant les teintes des chapes en zircone et en disilicate de lithium sur le métal et sur le Numerys GF

2.4. Discussion

Les situations cliniques de dents décolorées ou de RCR sombres peuvent être masquées à l'aide de céramique en zircone ou en disilicate de lithium. Cette dernière améliorera le résultat esthétique de la restauration finale (Shah et al. 2016).

Une étude récente a comparé la capacité de masquage entre une couronne en Emax HO[®] (cad très opaque) et une couronne en Zircone Lava[®] de différentes épaisseurs placées sur la dentine claire et sur un substrat sombre. Cette étude révèle que l'opacité des couronnes en Emax HO[®] est supérieure à celle de la zircone Lava[®]. Une épaisseur de 0,5 à 0,6 mm d'Emax HO[®] est suffisante pour masquer efficacement la structure sous-jacente (Hatai 2014).

Cette observation a été confirmée par Zhou et al., qui ont évalué la capacité de masquage de l'Emax HO[®]. Une couronne en Emax HO[®] de 0,4mm est impacté par une RCR sombre. Les résultats de l'étude suggèrent une épaisseur de 0,6 à 1 mm pour masquer la couleur sombre d'un inlay core en métal(Zhou et al. 2012).

L'étude in vitro que nous avons menée a évalué l'impact de la RCR sur la teinte finale de deux types de couronnes céramiques : en zircon et en disilicate de lithium. Deux matériaux ont été utilisés pour la RCR : le métal et la fibre de verre. La perception visuelle des couleurs est subjective. La mesure instrumentale de la teinte des dents fournit des données objectives et quantifiées.

L'hypothèse nulle est qu'il n'existe pas de différence significative de teinte entre une chape placée sur un inlay core en métal et sur un inlay core en Numerys GF®. Cette hypothèse est **rejetée pour les chapes inférieures à 1,6mm qu'elles soient en zircon ou en disilicate de lithium**. Cela signifie que pour des couronnes de moins de 1,6mm d'épaisseur, il existe un impact de la RCR sur la teinte finale.

A partir de 1,6 mm d'épaisseur, l'hypothèse nulle est vérifiée et il n'existe plus de différence significative de teinte entre des chapes en zircon ou en disilicate de lithium placées sur un inlay core en métal ou en Numerys GF®.

Dans cette expérience, nous avons utilisé le paramètre ΔE . Il objective la différence de perception de teinte entre une couronne d'une même épaisseur placée sur le métal et la fibre de verre. On note que ΔE diminue avec l'augmentation de l'épaisseur de la céramique. Ce résultat est en adéquation avec d'autres données de la littérature, notamment l'étude de Turgut et al. en 2013 qui compare l'effet de différentes épaisseurs de céramiques (IPS Empress®) sur la teinte finale des restaurations. Turgut et al. ont évalué l'impact de la colle sur la teinte finale de la restauration. Celle-ci change de manière significative selon la colle utilisée mais la différence de couleur diminue avec l'augmentation de l'épaisseur de la céramique (Turgut et Bagis 2013).

De plus, avec cette augmentation, les coordonnées colorimétriques se rapprochent des coordonnées du bloc témoin et ceci est valable tant pour le disilicate de lithium que pour la zircon.

D'après nos mesures, pour des chapes de plus de 1,2mm d'épaisseur en disilicate de lithium ou en zircon, ΔE est inférieur à 5. Cela signifie qu' **un observateur ne distingue plus de différence de teinte entre une chape en zircon de 1,2mm sur un inlay core en métal et sur un inlay core en Numerys GF®**. Il en est de même pour le disilicate de lithium.

Zircone

Selon une étude réalisée en 2019 par Tabatabaian et al., la capacité de masquage de la zircone augmente avec son épaisseur, ce qui nous conforte dans notre protocole expérimental.

L'épaisseur minimale d'une céramique de zircone monolithique doit être de 0,9 mm pour obtenir une couleur finale acceptable (Tabatabaian et al. 2018). **La capacité de masquage est idéale à partir de 1,6mm (Tabatabaian et al. 2019).** Les résultats de notre étude sur les chapes en **zircone** sont proches de ces données. D'après nos résultats, la capacité de masquage de la zircone est acceptable à partir de 1,2mm et elle est idéale à partir de 2mm.

Le fabricant de zircone Ceramill, recommande une épaisseur minimale de 0,5mm. Cette épaisseur est fine d'où l'importance de choisir une RCR en fibre de verre pour une couronne d'épaisseur inférieure à 1,6mm.

Disilicate de lithium

Les résultats que nous pouvons observer sur les chapes en disilicate de lithium sont cohérents avec ceux de l'étude de Basso et al. Ces derniers ont évalué la capacité de masquage ainsi que le paramètre de translucidité (TP). Celui-ci a été calculé en utilisant les coordonnées colorimétriques CIE L * a * b * mesurées avec un spectrophotomètre sur des arrière-plans blanc et noir. Plus le disilicate de lithium est fin, plus la translucidité est grande et plus ΔE est élevée (Basso et al. 2017).

Nos résultats indiquent également que la luminosité L* de la chape est plus élevée lorsque cette dernière est positionnée sur un inlay core en Numerys GF® que sur un inlay core en métal. La luminosité d'un objet varie de 0 (noir) à 100 (blanc).

On constate également une différence de couleur acceptable à partir de 1,2mm pour une céramique en disilicate de lithium. Ce résultat est comparable à celui de l'étude de Tabatabaian et al. qui ont considéré qu' une couronne céramique très translucide d'une épaisseur de 1,1mm associée à une structure sous-jacente de couleur dentaire permettent une couleur finale acceptable (Tabatabaian et al. 2020).

Par conséquent, l'épaisseur de la céramique ainsi que le type d'inlay core ont un impact sur la couleur finale de la céramique.

Le fabricant d'Emax® IPS, recommande une épaisseur minimale de céramique de 1,5mm, très proche de notre épaisseur limite de 1,6mm à partir de laquelle il n'y a plus de différence de couleur. On peut donc en déduire que la RCR a peu d'importance sur une couronne en disilicate de lithium si les épaisseurs de préparation requises par le fabricant sont respectées. L'impact de la RCR est plus important sur la zircone que sur le disilicate de lithium car l'épaisseur minimale requise est plus fine. En conséquences, dans l'hypothèse d'une couronne de 0,5 à 1,6mm, la RCR a un impact sur l'esthétique.

De la discussion ci-dessus, les conclusions suivantes ont été tirées :

- à partir de 1,6mm d'épaisseur, le type d'inlay core n'a pas d'impact sur la couleur finale de la céramique qu'elle soit en disilicate de lithium ou en zircone. Le chirurgien-dentiste peut donc utiliser un inlay core en métal ou en fibre de verre.
- en revanche, pour des préparations inférieures à 1,6 mm, si la demande esthétique est importante le praticien devra orienter son choix sur un inlay core esthétique associé à une couronne céramique (qu'elle soit en zircone ou en disilicate de lithium).

Ainsi pour une préparation inférieure à 1,6mm, il est plus intéressant de placer une RCR en Numerys GF qu'en métal sous une couronne en disilicate de lithium ou en zircone. Cependant un inlay core en Numerys GF est plus mutilant qu'une RCR foulée puisqu'il doit respecter les mêmes impératifs de préparation que l'inlay core traditionnel en métal. Les contre-dépouilles doivent être éliminées afin de permettre l'insertion de l'inlay-core.

Si on respecte les épaisseurs minimales de préparation requises par les fabricants, par exemple pour le disilicate de lithium, la RCR n'a pas d'impact sur l'esthétique. On préférera alors utiliser une RCR foulée au composite car elle est moins mutilante qu'un inlay core en Numerys GF.

Ces dernières années ont vu une demande croissante de traitements visant à améliorer l'esthétique dentaire. Dans ce contexte, tant les patients que les dentistes préfèrent préserver au maximum les structures dentaires. Grâce aux progrès technologiques, en particulier en dentisterie adhésive, de nouvelles techniques mini-invasives telles que la préparation verticale ou v-prep se sont développées. Il existe généralement deux types de préparation : la préparation avec limite cervicale appelées préparation horizontale, et la préparation sans limite cervicale décrite comme une préparation verticale. Cette dernière est plus conservatrice que la préparation horizontale (Kasem et al. 2020).

Ce type de préparation semble présenter de bonnes performances cliniques en termes d'esthétique, d'intégrité marginale et de pérennité (Imburgia et al. 2019). Ces nouvelles techniques de préparation peuvent justifier un intérêt pour le Numerys GF en raison de l'épaisseur très faible de préparation.

Si nos résultats sont en adéquation avec la littérature, notre protocole d'expérimentation comprend des limites et des biais. En effet, on relève dans la littérature comme nous l'avons mentionné plus haut, un impact de la colle sur la teinte finale. Le type de colle ainsi que son épaisseur ont une influence sur la couleur finale de la dent (Turgut et Bagis 2013). Ce paramètre n'a pas été étudié.

Les cliniciens doivent garder à l'esprit que différentes marques de colle dans la même teinte peuvent avoir des effets différents sur la couleur des restaurations en céramique translucide au disilicate de lithium. Par exemple, la colle RelyX Unicem a un moindre effet sur la teinte que des colles d'autres marques (par exemple Variolink) et de même teinte. Cela signifie que le changement de couleur provoqué par la colle RelyX Unicem est moins perceptible que celui provoqué par le Variolink (Dede et al. 2017).

Ce paramètre aurait ainsi pu être analysé dans notre étude in vitro. Nous aurions pu appliquer une colle entre la chape et l'inlay core afin d'en tenir compte. La teinte aurait alors été affectée par la colle.

De plus, la précision du repositionnement de la sonde sur l'échantillon est incertaine du fait de la largeur de la sonde par rapport à la largeur de l'échantillon.

De même, afin de s'assurer de la fiabilité des mesures, nous aurions pu désigner plusieurs expérimentateurs et vérifier leur concordance.

Enfin, le nombre d'échantillons et de mesures restent insuffisants et nous aurions pu en relever d'avantage afin que notre étude soit vraiment significative. Nos mesures ont été réalisées sur un nombre d'échantillons limités, d'où la difficulté de tirer des conclusions statistiques.

Cette étude pilote doit être complétée par un protocole incluant un nombre d'échantillons plus important, ainsi que des mesures supplémentaires.

Conclusion

La fonction principale de l'ancrage radiculaire est donc d'assurer la rétention de la restauration et de permettre le maintien du continuum endo-prothétique. Par conséquent, il doit adhérer fermement à la dentine radiculaire. En outre, un inlay core doit avoir une résistance à la fracture suffisante avec un module d'élasticité proche de celui de la dentine pour permettre une répartition plus uniforme des contraintes et éviter les fractures radiculaires.

Du fait de l'attention croissante accordée aux aspects esthétiques, des inlay core en composite sont devenus courants en dentisterie restauratrice. Leur biocompatibilité ainsi que leurs propriétés optiques et mécaniques favorisent la généralisation de leur usage.

Or, la restauration réussie d'une dent traitée endodontiquement est un défi permanent pour le praticien. Ainsi, avant d'insérer un inlay core, des facteurs tels que la quantité restante de tissu coronaire, la taille et la configuration du canal radiculaire, la position de la dent, les exigences fonctionnelles et l'occlusion doivent être analysés.

Le clinicien doit donc être conscient des différences entre les inlay core et ce afin de sélectionner et d'utiliser le système le plus approprié à chaque situation.

De fait, des études antérieures ont montré que la structure dentaire sous-jacente a une influence principale sur l'apparence de la restauration en céramique. En conséquence, un clinicien doit en tenir compte lors du traitement de chaque cas. La couleur finale d'une restauration en céramique dépend d'une combinaison de différentes variables telles que le degré d'opacité de la céramique, l'épaisseur de celle-ci, la couleur du substrat sous-jacent et celle de la colle.

Compte tenu des résultats obtenus dans notre étude in vitro, nous pouvons conclure qu'à partir de 1,6mm d'épaisseur, il n'est pas nécessaire de préparer davantage la dent et que d'autre part le type d'inlay core n'a pas d'impact sur la couleur finale de la restauration.

La question principale posée par cette thèse est « le Numerys GF serait-il une alternative à l'inlay core ? ». Au vu de notre étude, il pourrait être une alternative esthétique intéressante à l'inlay core en métal pour des restaurations translucides de moins de 1,6mm.

Cependant, ces situations ne sont pas les plus courantes car comme nous l'avons vu ci-dessus, les fabricants de disilicate de lithium recommandent une épaisseur minimum de 1,5mm et les fabricants de zircone de 0,5mm.

Néanmoins, les principes de préparation pour le Numerys GF sont les mêmes que pour un inlay core. La préparation nécessite une mise de dépouille et reste donc plus délabrante que pour une RCR foulée.

Il est important de mentionner que les fibres de verre ont une orientation unidirectionnelle dans les blocs de Numerys GF et pour que l'inlay core soit le plus résistant, l'usinage doit être fait en tenant compte de cette orientation. Ce n'est pas le cas dans la pratique car les prothésistes ne tiennent souvent pas compte de ce critère.

Il serait intéressant de poursuivre notre étude exploratoire en évaluant d'autres paramètres comme par exemple l'impact de la colle sur la teinte finale, et en effectuant un nombre de mesures plus important.

Bibliographie

Alharbi F, Nathanson D, Morgano SM, Baba NZ. Fracture resistance and failure mode of fatigued endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced resin posts and metallic posts in vitro. *Dent Traumatol Off Publ Int Assoc Dent Traumatol*. 2014;30(4):317-25.

Abdelaziz KM, Khalil AA, Alsahhi IY, Almufarrij AJ, Mojathel AY. Fracture Resistance of Tilted Premolars Restored with Different Post-Core Systems. *J Int Soc Prev Community Dent [Internet]*. 2017 [cité 20 mai 2020];7(6):344-50. Disponible sur: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5774055/>

Artopoulou I-I, O'Keefe KL. Materials used in prefabricated post and core systems. A review of the literature. *Tex Dent J*. 2006;123(4):358-63.

Bacchi A, Caldas R, Schmidt D, Detoni M, Matheus A, Cecchin D, et al. Fracture Strength and Stress Distribution in Premolars Restored with Cast Post-and-Cores or Glass-Fiber Posts Considering the Influence of Ferule. *BioMed Res Int [Internet]*. 2019 [cité 4 oct 2020];2019. Disponible sur: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6335778/>

Basso GR, Kodama AB, Pimentel AH, Kaizer MR, Bona AD, Moraes RR, et al. Masking Colored Substrates Using Monolithic and Bilayer CAD-CAM Ceramic Structures. *Oper Dent*. août 2017;42(4):387-95.

Bolla Marc. Restaurer la dent dépulpée. Paris: Espace id; 2014a. (Bolla Marc, Aboudharam Gérard, Attal Jean-Pierre, Bartala Michel. Tout simplement).

Cagidiaco MC, Goracci C, Garcia-Godoy F, Ferrari M. Clinical Studies of Fiber Posts: A Literature Review. *Int J Prosthodont [Internet]*. 2008 [cité 20 mai 2020];21(4):328-36. Disponible sur: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=ddh&AN=35446583&site=ehost-live>

Carossa S, Lombardo S, Pera P, Corsalini M, Rastello M-L, Preti G. Influence of Posts and Cores on Light Transmission Through Different All-Ceramic Crowns: Spectrophotometric and Clinical Evaluation. *Int J Prosthodont [Internet]*. 2001 [cité 27 mai 2020];14(1):9-14. Disponible sur: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=ddh&AN=36909002&site=ehost-live>

Chen Z, Li Y, Deng X, Wang X. A novel computer-aided method to fabricate a custom one-piece glass fiber dowel-and-core based on digitized impression and crown preparation data. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. 2014;23(4):276-83.

Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth. Post, core and the final restoration. *J Am Dent Assoc* 1939. 2005;136(5):611-9.

Chiba A, Hatayama T, Kainose K, Nakajima M, Pashley DH, Wakabayashi N, et al. The influence of elastic moduli of core materials on shear stress distributions at the adhesive interface in resin built-up teeth. *Dent Mater J [Internet]*. 2017 [cité 16 sept 2020];36(1):95-102. Disponible sur: https://www.jstage.jst.go.jp/article/dmj/36/1/36_2016-160/_article

Chiluka L, Shastry YM, Gupta N, Reddy KM, Prashanth N, Sravanthi K. An In vitro Study to Evaluate the Effect of Eugenol-free and Eugenol-containing Temporary Cements on the Bond Strength of Resin Cement and Considering Time as a Factor. *J Int Soc Prev Community Dent* [Internet]. 2017 [cité 30 sept 2020];7(4):202-7. Disponible sur: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5558255/>

Czigola A, Abram E, Kovacs Z, Marton K, Hermann P, Borbely J. Effects of substrate, ceramic thickness, translucency, and cement shade on the color of CAD/CAM lithium-disilicate crowns. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent Al.* 2019;31(5):457-64.

Dede DÖ, Ceylan G, Yilmaz B. Effect of brand and shade of resin cements on the final color of lithium disilicate ceramic. *J Prosthet Dent.* avr 2017;117(4):539-44.

Eid R, Azzam K, Skienhe H, Ounsi H, Ferrari M, Salameh Z. Influence of Adaptation and Adhesion on the Retention of Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing Glass Fiber Posts to Root Canal. *J Contemp Dent Pract.* 2019;20(9):1003-8.

Falcao Spina DR, Da Costa RG, Correr GM, Rached RN. Scanning of root canal impression for the fabrication of a resin CAD-CAM-customized post-and-core. *J Prosthet Dent.* 2018;120(2):242-5.

Garcia PP, Wambier LM, de Geus JL, da Cunha LF, Correr GM, Gonzaga CC. Do anterior and posterior teeth treated with post-and-core restorations have similar failure rates? A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent.* 2019;121(6):887-894.e4.

Gbadebo OS, Ajayi DM, Oyekune OOD, Shaba PO. Randomized clinical study comparing metallic and glass fiber post in restoration of endodontically treated teeth. *Indian J Dent Res Off Publ Indian Soc Dent Res.* 2014;25(1):58-63.

Ge J, Wang X-Z, Feng H-L. Influence of different post core materials on the color of Empress 2 full ceramic crowns. *Chin Med J (Engl).* 2006;119(20):1715-20.

Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JYK. Clinical complications in fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2003 [cité 11 mai 2020];90(1):31-41. Disponible sur: [https://www.thejpd.org/article/S0022-3913\(03\)00214-2/abstract](https://www.thejpd.org/article/S0022-3913(03)00214-2/abstract)

Grigoratos D, Knowles J, Ng YL, Gulabivala K. Effect of exposing dentine to sodium hypochlorite and calcium hydroxide on its flexural strength and elastic modulus. *Int Endod J.* 2001;34(2):113-9.

Hatai Y. Extreme masking: achieving predictable outcomes in challenging situations with lithium disilicate bonded restorations. *Int J Esthet Dent.* 2014;9(2):206-22.

Heydecke G, Peters MC. The restoration of endodontically treated, single-rooted teeth with cast or direct posts and cores: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2002;87(4):380-6.

Imburgia M, Cortellini D, Valenti M. Minimally invasive vertical preparation design for ceramic veneers: a multicenter retrospective follow-up clinical study of 265 lithium disilicate veneers. *Int J Esthet Dent.* 2019;14(3):286-98.

Juloski J, Radovic I, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Ferrule Effect: A Literature Review. *J Endod* [Internet]. 2012 [cité 22 janv 2021];38(1):11-9. Disponible sur: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0099239911011496>

Kang W, Park J-K, Kim S-R, Kim W-C, Kim J-H. Effects of core and veneer thicknesses on the color of CAD-CAM lithium disilicate ceramics. *J Prosthet Dent*. 2018;119(3):461-6.

Kar S, Tripathi A, Trivedi C. Effect of Different Ferrule Length on Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth: An In vitro Study. *J Clin Diagn Res JCDR*. 2017;11(4):ZC49-52.

Kasem AT, Sakrana AA, Ellayeh M, Özcan M. Evaluation of zirconia and zirconia-reinforced glass ceramic systems fabricated for minimal invasive preparations using a novel standardization method. *J Esthet Restor Dent* [Internet]. 2020 [cité 5 mai 2021];32(6):560-8. Disponible sur: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/jerd.12570>

Kourtis SG, Tripodakis A-P, Doukoudakis AA. Spectrophotometric evaluation of the optical influence of different metal alloys and porcelains in the metal-ceramic complex. *J Prosthet Dent*. 2004;92(5):477-85.

Koutayas S-O, Kakaboura A, Hussein A, Strub J-R. Colorimetric evaluation of the influence of five different restorative materials on the color of veneered densely sintered alumina. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent Al*. 2003;15(6):353-60; discussion 361.

Lee S-M, Choi Y-S. Effect of ceramic material and resin cement systems on the color stability of laminate veneers after accelerated aging. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2018 [cité 14 oct 2020];120(1):99-106. Disponible sur: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S002239131730642X>

Marchionatti AME, Wandscher VF, Rippe MP, Kaizer OB, Valandro LF, Marchionatti AME, et al. Clinical performance and failure modes of pulpless teeth restored with posts: a systematic review. *Braz Oral Res* [Internet]. 2017 [cité 31 mars 2020];31. Disponible sur: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_abstract&pid=S1806-83242017000100403&lng=en&nrm=iso&tlng=en

Michalakis KX, Stratos A, Hirayama H, Kang K, Touloumi F, Oishi Y. Fracture resistance of metal ceramic restorations with two different margin designs after exposure to masticatory simulation. *J Prosthet Dent*. 2009;102(3):172-8.

Naumann, Koelpin, Beuer. 10-year Survival Evaluation for Glass-Fiber-Supported Postendodontic Restoration: A Prospective Observational Clinical Study. *Journal of endodontics* [Internet]. 2012 [cité 20 mai 2020]; Disponible sur: https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22414824/?from_linkname=pubmed_pubmed&from_from_uid=30417927&from_page=2&from_pos=8

Ona M, Wakabayashi N, Yamazaki T, Takaichi A, Igarashi Y. The influence of elastic modulus mismatch between tooth and post and core restorations on root fracture. *Int Endod J* [Internet]. 2013 [cité 20 mai 2020];46(1):47-52. Disponible sur: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=ddh&AN=84087769&site=ehost-live>

Ove A P. The Guidebook to Molar Endodontics [Internet]. 2017 [cité 30 avr 2020]. Disponible sur: https://m.ebrary.net/111768/health/ferrule_molars

Perroni AP, Amaral C, Kaizer MR, Moraes RRD, Boscato N. Shade of Resin-Based Luting Agents and Final Color of Porcelain Veneers. *J Esthet Restor Dent* [Internet]. 2016 [cité 16 oct 2020];28(5):295-303. Disponible sur: <http://sirius.parisdescartes.fr/login?url=https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=ddh&AN=118513246&lang=fr&site=eds-live&scope=site>

Pires LA, Novais PMR, Araújo VD, Pegoraro LF. Effects of the type and thickness of ceramic, substrate, and cement on the optical color of a lithium disilicate ceramic. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2017 [cité 7 oct 2020];117(1):144-9. Disponible sur: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391316300750>

Saleh AA, Ettman WM. Effect of endodontic irrigation solutions on microhardness of root canal dentine. *J Dent* [Internet]. 1999 [cité 30 sept 2020];27(1):43-6. Disponible sur: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300571298000189>

Santos AFV, Meira JBC, Tanaka CB, Xavier TA, Ballester RY, Lima RG, et al. Can Fiber Posts Increase Root Stresses and Reduce Fracture? *J Dent Res* [Internet]. 2010 [cité 20 mai 2020];89(6):587-91. Disponible sur: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=ddh&AN=51517715&site=ehost-live>

Sarkis-Onofre R, Amaral Pinheiro H, Poletto-Neto V, Bergoli CD, Cenci MS, Pereira-Cenci T. Randomized controlled trial comparing glass fiber posts and cast metal posts. *J Dent* [Internet]. 2020 [cité 20 mai 2020];96:103334. Disponible sur: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300571220300737>

Shah N, Giakwad SR, Nadgere J. Masking conventional metallic cast post for enhancing esthetics. *J Contemp Dent Pract* [Internet]. 2016 [cité 5 mai 2021]; Disponible sur: https://scholar.google.com/scholar_lookup?journal=J+Contemp+Dent&title=Masking+conventional+metallic+cast+post+for+enhancing+esthetics&author=N+Shah&author=A+Giakwad&author=S+Ram&author=J+Nadgere&volume=6&publication_year=2016&pages=85-9&

Skupien JA, Luz MS, Pereira-Cenci T. Ferrule Effect: A Meta-analysis. *JDR Clin Transl Res*. 2016;1(1):31-9.

Soares CJ, Valdivia ADCM, Silva GR da, Santana FR, Menezes M de S. Longitudinal clinical evaluation of post systems: a literature review. *Braz Dent J* [Internet]. 2012 [cité 20 mai 2020];23(2):135-740. Disponible sur: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_abstract&pid=S0103-64402012000200008&lng=en&nrm=iso&tlng=en

Tabatabaian F. Color Aspect of Monolithic Zirconia Restorations: A Review of the Literature. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. 2019;28(3):276-87.

Tabatabaian F, Dalirani S, Namdari M. Effect of Thickness of Zirconia Ceramic on Its Masking Ability: An In Vitro Study. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. juill 2019;28(6):666-71.

Tabatabaian F, Karimi M, Namdari M. Color match of high translucency monolithic zirconia restorations with different thicknesses and backgrounds. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent Al.* sept 2020;32(6):615-21.

Tang W, Wu Y, Smales RJ. Identifying and Reducing Risks for Potential Fractures in Endodontically Treated Teeth. *J Endod* [Internet]. 2010 [cité 30 sept 2020];36(4):609-17. Disponible sur: [https://www.jendodon.com/article/S0099-2399\(09\)01054-1/abstract](https://www.jendodon.com/article/S0099-2399(09)01054-1/abstract)

Terry et Swift. Les reconstitutions corono-radiculaires : d'hier à aujourd'hui [Internet]. 2014 [cité 16 avr 2020]. Disponible sur: <https://fr.dental-tribune.com/clinical/les-reconstitutions-corono-radiculaires-dhier-a-aujourdhui/>

Tsintsadze N, Juloski J, Carrabba M, Tricarico M, Goracci C, Vichi A, et al. Performance of CAD/CAM fabricated fiber posts in oval-shaped root canals: An in vitro study. *Am J Dent.* 2017;30(5):248-54.

Turgut S, Bagis B. Effect of resin cement and ceramic thickness on final color of laminate veneers: An in vitro study. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2013 [cité 27 mai 2020];109(3):179-86. Disponible sur: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391313600396>

Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2000 [cité 28 oct 2020];83(4):412-7. Disponible sur: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391300700357>

Vilas-Boas DA, Grazziotin-Soares R, Ardenghi DM, Bauer J, de Souza PO, de Miranda Candeiro GT, et al. Effect of different endodontic sealers and time of cementation on push-out bond strength of fiber posts. *Clin Oral Investig* [Internet]. 2018 [cité 22 janv 2021];22(3):1403-9. Disponible sur: <https://doi.org/10.1007/s00784-017-2230-z>

Wang X, Shu X, Zhang Y, Yang B, Jian Y, Zhao K. Evaluation of fiber posts vs metal posts for restoring severely damaged endodontically treated teeth: a systematic review and meta-analysis. *Quintessence Int Berl Ger 1985.* 2019;50(1):8-20.

Yang SY, Zeng YX, Cai H, Zhang M, Chen YJ, Wang J. [Influence of fracture resistance of prosthesis with different thickness of ferrule restored with fiber post and resin core and crown]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi Zhonghua Kouqiang Yixue Zazhi Chin J Stomatol.* 9 nov 2018;53(11):766-70.

Yoshino K, Ito K, Kuroda M, Sugihara N. Prevalence of vertical root fracture as the reason for tooth extraction in dental clinics. *Clin Oral Investig.* 2015;19(6):1405-9.

Zhou S, Shao L, Wang L. Masking Ability of IPS e. max all-ceramics system of HO series [Internet]. 2012 [cité 5 mai 2021]. Disponible sur: https://scholar.google.com/scholar_lookup?journal=Key+Eng+Mater&title=Masking+ability+of+IPS+e.max+ALL%E2%80%93ceramics+system+of+HO+series&author=S+Zhou&author=L+Shao&author=L+Wang&author=Y+Yi&author=B+Deng&volume=515&publication_year=2012&pages=1784-7&

Annexes

Tableau 12 – Ensemble des valeurs obtenues pour les échantillons de zircone sur l’inlay-core métallique

Chapes	Mesure1				Mesure2				Mesure3				Mesure4				Mesure5				Moyenne			
	L*	a*	b*	ΔE	L*	a*	b*	ΔE	L*	a*	b*	ΔE	L*	a*	b*	ΔE	L*	a*	b*	ΔE	L*	a*	b*	ΔE
0,2	44,6	0,0	4,4	23,1	44,5	0,0	4,4	23,2	45,0	0,0	4,7	22,6	45,1	0,0	4,4	22,7	45,3	0,0	4,6	22,4	44,9	0,0	4,5	22,8
0,4	59,8	0,1	5,3	18,3	59,7	0,1	5,3	18,4	60,2	0,1	5,6	17,8	60,3	0,1	5,3	17,8	60,5	0,1	5,5	17,6	60,1	0,1	5,4	18,0
0,6	73,2	0,4	5,8	11,5	73,1	0,4	5,8	11,6	73,6	0,4	6,1	11,0	73,7	0,4	5,8	11,0	73,9	0,4	6	10,7	73,5	0,4	5,9	11,1
0,8	80,1	0,9	5,7	8,4	80	0,9	5,7	8,5	80,5	0,9	6	7,9	80,6	0,9	5,7	8,0	80,8	0,9	5,9	7,7	80,4	0,9	5,8	8,1
1	85,2	1,1	5	7,2	85,1	1,1	5	7,3	85,6	1,1	5,3	6,7	85,7	1,1	5	6,8	85,9	1,6	5,2	6,6	85,5	1,2	5,1	7,0
1,2	86,7	0,7	5,6	5,4	86,6	0,7	5,6	5,4	87,1	0,7	5,9	4,9	87,2	0,7	5,6	4,9	87,4	1,2	5,8	4,7	87	0,8	5,7	4,9
1,4	89,2	1,4	5,5	4,3	89,1	1,4	5,5	4,3	89,6	1,4	5,8	3,8	89,7	1,4	5,5	3,8	89,9	1,9	5,7	3,6	89,5	1,5	5,6	4,0
1,6	91,2	1,4	5,8	3,6	91,1	1,4	5,8	3,7	91,6	1,4	6,1	3,1	91,7	1,4	5,8	3,1	91,9	1,9	6	2,9	91,5	1,5	5,9	3,3
1,8	95,4	2,3	4,1	4,0	95,3	2,3	4,1	4,1	95,8	2,3	4,4	3,5	95,9	2,3	4,1	3,6	96,1	2,8	4,3	3,5	95,7	2,4	4,2	3,7
2	98,1	2,3	5,1	1,5	98	2,3	5,1	1,6	98,5	2,3	5,4	1,0	98,6	2,3	5,1	1,0	98,8	2,8	5,3	0,9	98,4	2,4	5,2	1,2

Tableau 13 – Ensemble des valeurs obtenues pour les échantillons de zircone sur l’inlay-core en Numerys GF

Chapes	Mesure1			Mesure2			Mesure3			Mesure4			Mesure5			Moyenne		
	L*	a*	b*	L*	a*	b*	L*	a*	b*	L*	a*	b*	L*	a*	b*	L*	a*	b*
0,2	64,4	2,2	15,5	64,3	2,2	15,5	64,8	2,2	15,8	64,9	2,2	15,5	65,1	2,2	15,7	64,7	2,2	15,6
0,4	76,4	1	12,1	76,3	1	12,1	76,8	1	12,4	76,9	1	12,1	77,1	1	12,3	76,7	1	12,2
0,6	83,4	0,4	10,3	83,3	0,4	10,3	83,8	0,4	10,6	83,9	0,4	10,3	84,1	0,4	10,5	83,7	0,4	10,4
0,8	87,3	0,2	9,4	87,2	0,2	9,4	87,7	0,2	9,7	87,8	0,2	9,4	88	0,2	9,6	87,6	0,2	9,5
1	91,1	0,4	8,6	91	0,4	8,6	91,5	0,4	8,9	91,6	0,4	8,6	91,8	0,9	8,8	91,4	0,5	8,7
1,2	91	0,1	8,2	90,9	0,1	8,2	91,4	0,1	8,5	91,5	0,1	8,2	91,7	0,6	8,4	91,3	0,2	8,3
1,4	92,8	1,2	7,1	92,7	1,2	7,1	93,2	1,2	7,4	93,3	1,2	7,1	93,5	1,7	7,3	93,1	1,3	7,2
1,6	94,4	1,4	6,5	94,3	1,4	6,5	94,8	1,4	6,8	94,9	1,4	6,5	95,1	1,9	6,7	94,7	1,5	6,6
1,8	98	1,7	6,7	97,9	1,7	6,7	98,4	1,7	7	98,5	1,7	6,7	98,7	2,2	6,9	98,3	1,8	6,8
2	99,2	2,2	5,5	99,1	2,2	5,5	99,6	2,2	5,8	99,7	2,2	5,5	99,9	2,7	5,7	99,5	2,3	5,6

Tableau 14 – Ensemble des valeurs obtenues pour les échantillons de disilicate de lithium sur l’inlay-core en métal

Chapes	Mesure1				Mesure2				Mesure3				Mesure4				Mesure5				Moyenne			
	L*	a*	b*	ΔE	L*	a*	b*	ΔE	L*	a*	b*	ΔE	L*	a*	b*	ΔE	L*	a*	b*	ΔE	L*	a*	b*	ΔE
0,2	46,3	0,6	2,7	24,5	46,2	0,6	2,7	24,6	46,7	0,6	3,0	24,0	46,8	0,6	2,7	24,0	47,0	0,6	2,9	23,8	46,6	0,6	2,8	24,2
0,4	81,6	1,8	3,3	9,4	81,5	1,8	3,3	9,5	82,0	1,8	3,6	8,9	82,1	1,8	3,3	9,0	82,3	1,8	3,5	8,7	81,9	1,8	3,4	9,1
0,6	86,2	2,2	2,6	7,8	86,1	2,2	2,6	7,9	86,6	2,2	2,9	7,3	86,7	2,2	2,6	7,4	86,9	2,2	2,8	7,1	86,5	2,2	2,7	7,5
0,8	90,6	2,3	3,1	5,3	90,5	2,3	3,1	5,4	91,0	2,3	3,4	4,8	91,1	2,3	3,1	4,9	91,3	2,3	3,3	4,6	90,9	2,3	3,2	5,0
1,0	89,9	2,1	2,9	8,2	89,8	2,1	2,9	8,3	90,3	2,1	3,2	7,7	90,4	2,1	2,9	7,7	90,6	2,6	3,1	7,4	90,2	2,2	3,0	7,8
1,2	95,1	2,2	4,0	2,4	95,0	2,2	4,0	2,5	95,5	2,2	4,3	1,9	95,6	2,2	4,0	2,1	95,8	2,7	4,2	2,0	95,4	2,3	4,1	2,2
1,4	92,2	2,1	3,1	4,6	92,1	2,1	3,1	4,7	92,6	2,1	3,4	4,1	92,7	2,1	3,1	4,1	92,9	2,6	3,3	3,9	92,5	2,2	3,2	4,3
1,6	97,0	2,6	2,7	2,7	96,9	2,6	2,7	2,7	97,4	2,6	3,0	2,2	97,5	2,6	2,7	2,4	97,7	3,1	2,9	2,3	97,3	2,7	2,8	2,4
1,8	92,9	1,8	5,2	2,8	92,8	1,8	5,2	2,9	93,3	1,8	5,5	2,3	93,4	1,8	5,2	2,4	93,6	2,3	5,4	2,2	93,2	1,9	5,3	2,5
2,0	96,7	2,4	3,1	2,2	96,6	2,4	3,1	2,3	97,1	2,4	3,4	1,7	97,2	2,4	3,1	1,8	97,4	2,9	3,3	1,7	97,0	2,5	3,2	1,9

Tableau 15 – Ensemble des valeurs obtenues pour les échantillons de disilicate de lithium sur l'inlay-core en Numerys GF

Chapes	Mesure1			Mesure2			Mesure3			Mesure4			Mesure5			Moyenne		
	L*	a*	b*	L*	a*	b*	L*	a*	b*	L*	a*	b*	L*	a*	b*	L*	a*	b*
0,2	68,3	1,2	12,7	68,2	1,2	12,7	68,7	1,2	13	68,8	1,2	12,7	69	1,2	12,9	68,6	1,2	12,8
0,4	89,2	0,8	8,2	89,1	0,8	8,2	89,6	0,8	8,5	89,7	0,8	8,2	89,9	0,8	8,4	89,5	0,8	8,3
0,6	92,5	1,2	6,6	92,4	1,2	6,6	92,9	1,2	6,9	93	1,2	6,6	93,2	1,2	6,8	92,8	1,2	6,7
0,8	94,5	1,5	6,1	94,4	1,5	6,1	94,9	1,5	6,4	95	1,5	6,1	95,2	1,5	6,3	94,8	1,5	6,2
1	97,7	2,2	3,7	97,6	2,2	3,7	98,1	2,2	4	98,2	2,2	3,7	98,4	2,7	3,9	98,0	2,3	3,8
1,2	96,2	1,7	5,8	96,1	1,7	5,8	96,6	1,7	6,1	96,7	1,7	5,8	96,9	2,2	6	96,5	1,8	5,9
1,4	96	1,7	5	95,9	1,7	5	96,4	1,7	5,3	96,5	1,7	5	96,7	2,2	5,2	96,3	1,8	5,1
1,6	98,5	2	4,5	98,4	2	4,5	98,9	2	4,8	99	2	4,5	99,2	2,5	4,7	98,8	2,1	4,6
1,8	95,1	1,6	6,4	95	1,6	6,4	95,5	1,6	6,7	95,6	1,6	6,4	95,8	2,1	6,6	95,4	1,7	6,5
2	98,2	2,1	4,3	98,1	2,1	4,3	98,6	2,1	4,6	98,7	2,1	4,3	98,9	2,6	4,5	98,5	2,2	4,4

Table des figures

Figure 1 – Guide pour la prise de décision du type de RCR (Bolla Marc 2014a).

Figure 2 - L'effet de cerclage sur les molaires (Ove A 2017)

Figure 3 – Schéma d'une reconstitution par matériau en phase plastique.

Figure 4 – Les différents types de tenons (Bolla Marc 2014a).

Figure 5 – Bloc CAD-CAM après fraisage.

Figure 6 – Bloc Numerys GF[®].

Figure 7 – Schéma de RCR réalisées avec différentes inclinaisons (Abdelaziz et al. 2017).

Figure 8 – Exemple du Variolink Esthetic[®] (colle sans potentiel adhésif) existe en 5 teintes et 5 degrés de translucidité.

Figure 9– Photo de la dent Frasaco préparée.

Figure 10 – Modélisation de l'inlay core.

Figure 11 – Représentation de l'espace L * a * b *.

Table des tableaux

Table 1 : Guide pour le choix du matériau constitutif du tenon.

Table 2 : Propriétés des matériaux constitutifs du noyau.

Table 3 : Moyenne des résultats obtenus pour les chapes en disilicate de lithium.

Table 4 : Moyenne des résultats obtenus pour les chapes en zircon.

Table 5 : Résultats du test statistique de Kruskal-Wallis comparant les teintes des chapes en disilicate de lithium de 0,2 à 1 mm sur le métal et sur le Numerys GF®.

Table 6 : Résultats du test statistique de Kruskal-Wallis comparant les teintes des chapes en disilicate de lithium de 1,2 à 2 mm sur le métal et sur le Numerys GF®.

Table 7 : Résultats du test statistique de Kruskal-Wallis comparant les teintes des chapes en disilicate de lithium de 1,6 et 1,8 mm sur le métal et sur le Numerys GF®.

Table 8 : Résultats du test statistique de Kruskal-Wallis comparant les teintes des chapes en zircon de 0,2 à 1 mm sur le métal et sur le Numerys GF®.

Table 9 : Résultats du test statistique de Kruskal-Wallis comparant les teintes des chapes en zircon de 1,2 à 2 mm sur le métal et sur le Numerys GF®.

Table 10 : Résultats du test statistique de Kruskal-Wallis comparant les teintes des chapes en zircon de 1,6 et 1,8 mm sur le métal et sur le Numerys GF®.

Table 11 : Résumé des résultats du test statistique de Kruskal-Wallis comparant les teintes des chapes en zircon et en disilicate de lithium sur le métal et sur le Numerys GF®.

Table 12 : Ensemble des valeurs obtenues pour les échantillons de zircon sur l'inlay-core métallique.

Table 13: Ensemble des valeurs obtenues pour les échantillons de zircon sur l'inlay-core en Numerys GF®.

Table 14 : Ensemble des valeurs obtenues pour les échantillons en disilicate de lithium sur l'inlay-core métallique.

Table 15 : Ensemble des valeurs obtenues pour les échantillons de zircone sur l'inlay-core en Numerys GF®.

Les opinions émises dans les dissertations présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, sans aucune approbation ni improbation de la Faculté de Chirurgie Dentaire.

BENSOUSSAN Sarah. UNE ALTERNATIVE A L'INLAY CORE : LES BLOCS USINABLES EN FIBRES DE VERRE ? 2021. 67 p. : ill., graph., tabl. Réf. Biblio. : (55-59).

Sous la direction du Docteur BLANCHET Fanny et la Co-direction du Docteur GATEAU Philippe .

Th : Chir Dent. : Université de Paris : 2021

Résumé :

La restauration prothétique de la dent antérieure délabrée est depuis longtemps un défi pour le chirurgien-dentiste en raison des impératifs esthétiques qu'elle représente. Lorsque l'indication d'une reconstitution corono-radicaire est posée, le praticien peut choisir entre un matériau traditionnel en métal ou esthétique. Les progrès technologiques croissants permettent aujourd'hui de réaliser des RCR monoblocs usinées en fibre de verre. Selon le distributeur, ce matériau dispose d'excellentes propriétés esthétiques et représente ainsi une alternative aux RCR coulées traditionnelles en métal. Nous avons voulu dresser dans une première partie de cette thèse un état de la littérature concernant les RCR « monobloc » coulées et usinées. Dans une deuxième partie nous nous sommes intéressés plus spécifiquement à l'impact esthétique de ces reconstitutions monoblocs sur la restauration coronaire finale et notamment au niveau des couronnes céramiques monoblocs en zircone et en disilicate de lithium. L'objectif de l'étude est de déterminer l'épaisseur de matériau céramique à partir de laquelle la RCR monobloc n'a plus d'impact sur le rendu esthétique de la restauration coronaire. L'intérêt clinique de cette étude, serait de pouvoir éventuellement diminuer les épaisseurs de préparations périphériques qui restent encore très mutilantes pour la mise en place de couronne céramique.

Discipline : Prothèse – Dentisterie esthétique

[Orthopédie dento-faciale]

Mots clés français (fMeSH et Rameau) : Inlay-core – Fibre de verre – Spectrophotométrie – Couronne – Usiné – Zircone – Disilicate de Lithium – CAO/CFAO

TITRE en anglais : AN ALTERNATIVE TO POST AND CORE: MACHINABLE BLOCKS IN GLASS FIBER ?

English keywords (MeSH) : Post and Core – Glass Fiber – Spectrophotometry – Crown – Machinable – Zirconia – Lithium disilicate – CAD/CAM

Université de Paris
UFR d'odontologie
5, rue Garancière
75006 Paris