



HAL
open science

Comportement biomécanique des Restaurations Partielles Collées (RPC) sur des dents support de crochets en Prothèse Amovible Partielle Métallique (PAPM)

Joa Louise Remion

► **To cite this version:**

Joa Louise Remion. Comportement biomécanique des Restaurations Partielles Collées (RPC) sur des dents support de crochets en Prothèse Amovible Partielle Métallique (PAPM). Sciences du Vivant [q-bio]. 2021. dumas-03430246

HAL Id: dumas-03430246

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03430246>

Submitted on 16 Nov 2021

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

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

U.F.R. D'ODONTOLOGIE

Année 2021

Thèse n°76

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

Présentée et soutenue publiquement

Par REMION, Joa Louise

Né(e) le 14 Août 1996 à Le Lamentin

Le 02 Novembre 2021

**Comportement biomécanique des Restaurations Partielles Collées
(RPC) sur des dents support de crochets en Prothèse Amovible
Partielle Métallique (PAPM)**

Sous la direction de : Docteur François ROUZE L'ALZIT

Membres du jury :

Mme BERTRAND Caroline
M. ROUZE L'ALZIT François
M. CHAUVEAU Hubert
Mme KEROUREDAN Olivia
M. D'INCAU Emmanuel
M. DECAUP Pierre-Hadrien

Professeur des Universités
Enseignant
Enseignant
Maître de conférence des Universités
Maître de conférence des Universités
Assistant Hospitalo-Universitaire

Président
Directeur
Rapporteur
Assesseur
Assesseur
Assesseur

Président M. TUNON DE LARA Manuel
Directeur de Collège des Sciences de la Santé M. PELLEGRIN Jean-Luc

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

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

ENSEIGNANTS DE L'UFR

PROFESSEURS DES UNIVERSITES

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

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

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

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

AUTRES ENSEIGNANTS

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

ASSISTANTS

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

Remerciements

A notre Présidente de thèse

Madame le Professeur Caroline BERTRAND
Professeur des Universités – Praticien Hospitalier
Directrice de l’UFR des Sciences Odontologiques
Section Prothèse 58-01

Merci d’avoir accepté de présider ma thèse. Merci pour votre implication en tant que doyenne, votre pédagogie en tant que professeur et votre accompagnement en clinique. Merci de trouver dans cette thèse l’expression de ma reconnaissance et de mon respect.

A notre Directeur de thèse

Monsieur le Docteur François ROUZE L’ALZIT
Enseignant
Section Prothèse 58-01

Merci de m’avoir accompagné dans ce projet. Merci pour votre implication, votre rigueur, votre écoute, ainsi que pour votre gentillesse tout au long ma scolarité. Veuillez trouver ici l’expression de ma gratitude et de mes respectueuses considérations.

A notre Rapporteur de thèse

Monsieur le Docteur Hubert CHAUVEAU
Enseignant
Section Dentisterie Restauratrice – Endodontie 58-01

Merci d’avoir évalué ce travail et pour votre disponibilité. Grâce à votre cours sur les RPC, cela a éveillé mon attention pour cette technique et m’a inspiré pour mon sujet de thèse. C’est donc un honneur de vous compter parmi les membres de mon jury. Merci de trouver dans cette thèse l’expression de mes sincères remerciements.

A notre Assesseur

Madame le Docteur Olivia KEROUREDAN

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Section Dentisterie Restauratrice – Endodontie 58-01

ET

Monsieur le Docteur Emmanuel D'INCAU

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Section Prothèse 58-01

ET

Monsieur le Docteur Pierre-Hadrien DECAUP

Assistant Hospitalo-Universitaire

Section Prothèse 58-01

Merci d'avoir accepté de siéger à cette thèse. Merci pour votre travail auprès des étudiants à la faculté et à l'hôpital. Veuillez trouver ici l'expression de ma bienveillance.

Table des matières

1. Introduction	8
2. Généralités	9
2.1. <i>Prothèse Amovible Partielle Métallique (PAPM)</i>	9
2.1.1. Conception de la PAPM.....	9
2.1.2. Le Crochet en PAPM.....	10
2.2. <i>Restauration Partielle Collée (RPC)</i>	11
2.2.1. Indications et contre-indications	12
2.2.2. Protocole de préparation	13
3. Biomécanique en PAP	15
3.1. <i>Matériels et méthode</i>	15
3.1.1. Stratégie de recherche	15
3.1.2. Sélection des études	15
3.1.3. Algorithme de recherche.....	16
3.2. <i>Résultats</i>	16
3.3. <i>Discussion</i>	18
3.3.1. PAP et équilibre prothétique	18
3.3.2. Contraintes sur la dent support de crochet.....	20
4. Echees des RPC	25
4.1. <i>Matériels et méthode</i>	25
4.1.1. Stratégie de recherche.....	25
4.1.2. Sélection des études	25
4.1.3. Algorithme de recherche.....	26
4.2. <i>Résultats</i>	26
4.3. <i>Discussion</i>	28
4.3.1. Fracture des tissus dentaires.....	28
4.3.2. Fracture des RPC	29
4.3.3. Décollement	32
5. Synthèse Générale	34
6. Conclusion.....	36
7. BIBLIOGRAPHIE :.....	37
8. ANNEXES.....	42

Comportement biomécanique des Restaurations
Partielles Collées (RPC) sur des dents support
de crochets en Prothèse Amovible Partielle
Métallique (PAPM)

1. Introduction

La discipline dentaire est riche en thérapeutiques. En prothèse, dans le cas d'édentement, depuis de nombreuses années, la Prothèse Amovible Partielle Métallique (PAPM) est une solution. Une prothèse amovible partielle est un moyen de remplacer les dents absentes afin de remplir les fonctions qui leurs étaient dévolues. Elle s'appuie sur les tissus présents à savoir les dents et les tissus ostéo-muqueux via ses éléments constitutifs. Par éléments constitutifs on entend les éléments à appui dentaire (les crochets, les appuis secondaires), les éléments à appui muqueux (armature, selles prothétiques...) et les dents artificielles (1-3).

Afin d'assurer l'équilibre prothétique de la PAPM, il est parfois nécessaire de modifier la morphologie des couronnes dentaires par coronoplastie voir par la réalisation de prothèse fixée. Avec l'avènement de nouvelles techniques telles que le collage ou la Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO), on observe un développement des Restaurations Partielles Collées (RPCs), au détriment des couronnes conventionnelles. Ce sont des reconstitutions coronaires indirectes (4) ce qui signifie qu'elles sont limitées à la couronne de la dent et qu'elles nécessitent une réalisation par le prothésiste. Les restaurations partielles collées constituent une procédure conservatrice comparée à une couronne, d'où son avantage. En effet, lors de la préparation d'une couronne 67,5 à 75,6% des tissus dentaires sont enlevés tandis que pour un inlay, type de RPC, seulement 20% des tissus dentaires sont retirés (4). Selon Hofsteenge et al. (5), pour une molaire et une prémolaire, lors de la préparation d'une couronne la perte de tissu dentaire est respectivement de 50 et 68% de tissu, tandis que lors de la réalisation d'un overlay 35 et 38% de tissus dentaires sont éliminés.

Modifier la morphologie d'une dent support de crochet à l'aide d'une RPC va dans le sens du principe d'économie tissulaire. Cela amène à la problématique suivante : les restaurations partielles collées peuvent-elles supporter les contraintes d'un taquet occlusal ?

Pour répondre à cette question, nous analyserons la littérature pour déterminer la répartition des contraintes subies par la dent support de crochet, et plus précisément au niveau du taquet. Puis nous déterminerons les facteurs d'échecs des RPCs, notamment les contraintes qu'elles peuvent supporter. Nous chercherons alors à déterminer si les contraintes imposées par la PAPM peuvent entraîner des échecs précoces des RPCs.

2. Généralités

2.1. Prothèse Amovible Partielle Métallique (PAPM)

2.1.1. Conception de la PAPM

Le choix et le positionnement des éléments constitutifs d'une PAPM se font lors de sa conception. La PAPM a pour principal objectif : le maintien de la stabilité tissulaire tout en intégrant un corps étranger dans la cavité buccale. Un équilibre entre les tissus et la prothèse est donc nécessaire.

Lors de la conception, il faut tenir compte de trois principes essentiels (1,3,6–9) :

- Biomécanique avec le respect de la triade de Housset (rétention, sustentation et stabilisation) permettant l'obtention de l'équilibre prothétique (2,6,10),
- Biologique avec l'élimination des sources d'agressions. Elles peuvent être directes dès la mise en place de la PAPM ou indirectes, leurs effets se faisant ressentir à moyen et long terme,
- Esthétique et confort du patient. La prothèse doit être rigide, d'épaisseur réduite, le plus symétrique que possible, en contact intime avec les tissus.

Afin de respecter ces principes, le praticien doit relever les éléments favorables et défavorable à l'équilibre prothétique qui vont être en relation avec la future prothèse (1,10). Ce relevé se fait lors de l'examen clinique qui se compose de :

- L'anamnèse avec l'histoire médicale du patient (Antécédents médicaux et chirurgicaux, Traitement, Allergies) et ses attentes fonctionnelles et esthétiques,
- L'examen exo-buccal (structure, symétrie, ouverture buccale...),
- L'examen endo-buccal (hygiène, salive, dents, parodontite, fibro-muqueuses, structures osseuses, occlusion...). Lors de cet examen, l'étude de l'édentement (type et taille) et des appuis (prédominance dentaire ou muqueuse) permet d'avoir une idée des difficultés, notamment du problème de dualité tissulaire, que l'on peut rencontrer pour obtenir l'équilibre prothétique. Ce problème est l'une des difficultés majeures et correspond à la présence de divers types de tissus de soutien avec une différence de résilience (11). La résilience est la capacité d'une structure à résister à une force. Elle peut se traduire par l'élasticité de la structure. D'après Costa et al. (12), la dent est limitée à un mouvement de 0,1mm alors que la dépressibilité de la muqueuse est en moyenne de 1,3 mm. Les tissus mous donnent une liberté de mouvement à la selle 13 fois plus grande que les tissus dentaires sous une charge occlusale.
- Des examens complémentaires : en PAPM, 2 examens complémentaires sont indispensables :
 - L'étude au paralléliseur : elle permet de tracer la Ligne de Plus Grand Contour Coronaire (LPGCC) et de choisir en fonction de celle-ci l'axe d'insertion de la prothèse (13). Cette étude au paralléliseur est donc primordiale pour assurer l'équilibre prothétique, à savoir :

- La sustentation et la stabilisation : le positionnement de la ligne guide selon l'axe d'insertion détermine le positionnement des différents éléments constitutifs rigides assurant ces fonctions.
- La rétention : le positionnement de la ligne guide détermine la quantité et la qualité de la rétention, et ainsi le positionnement des éléments élastiques, notamment les bras de rétention des crochets.

Cette analyse est essentielle pour définir le type d'interventions pré-prothétique à réaliser c'est à dire la réalisation de coronoplasties ou de prothèse fixée (13).

- L'analyse occlusale : celle-ci se concentre sur la fonctionnalité de l'occlusion, pouvant être altérée par les édentements. 4 paramètres sont à analyser :
 - Le centrage qui correspond au différentiel entre une position de référence dentaire, l'Occlusion d'Intercuspidie Maximal (OIM) ou la position de référence osseuse, l'Occlusion de Relation centrée (ORC)
 - Le calage en OIM
 - Le guidage latéral ou antérieur
 - La Dimension Verticale d'Occlusion (DVO) : une perte de calage postérieur n'entraîne pas de perte de DV s'il existe un stop antérieur. A contrario, une perte de calage postérieur associé à une migration et/ou usure des dents antérieures pourra entraîner une perte de DV (14)

Ces différents examens nous permettent de poser un diagnostic et de proposer au patient une solution thérapeutique. Cette solution comprend en plus du concept occlusal, le design du châssis et donc le choix des crochets qui prendront appui sur les tissus dentaires. Le crochet étant l'élément en relation avec la future prothèse fixée/RPC, la connaissance de son design et de son rôle est donc primordiale.

2.1.2. Le Crochet en PAPM

Le crochet est un moyen d'attache directe de la PAP aux dents restantes. Il enserre sur trois faces (270°) ou deux faces minimum (180°) les dents piliers de la PAP. Il doit être non iatrogène, esthétique et ne pas retenir les aliments. Il joue un rôle biomécanique important dans la triade de Housset.

Il est constitué d'un taquet occlusal, d'un bras de rétention, d'un bras de réciprocité et d'une potence (figure 1).

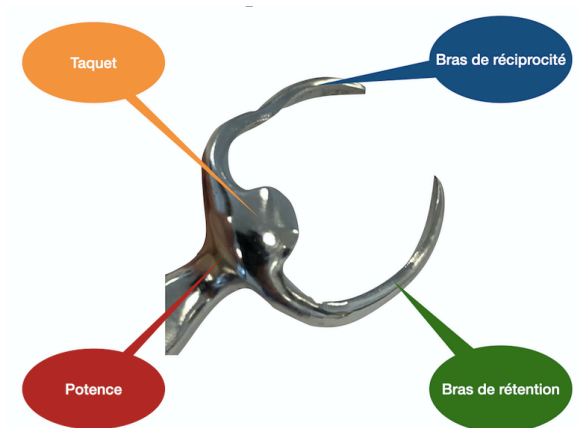


Figure 1: Eléments constitutifs d'un crochet, Dr Rouzé l'Alzit

Le bras vestibulaire ou bras de rétention se situe dans la zone de contre-dépouille de la dent (sous la LPGCC). Le bras réciproque ou de calage, lui, est au-dessus de la LPGCC, dans la zone de dépouille de la dent. Les éléments du crochet situés dans la zone de rétrécissement cervical sont élastiques et assurent la rétention. Tous les éléments rigides sont placés au-dessus de la LPGCC et ont un rôle dans la sustentation et la stabilisation.

En présence de crochets coulés, le taquet est obligatoire au niveau de la face occlusale pour les pluri-cuspidés. Il prend la forme de demi-lune au niveau du cingulum pour la canine.

Le choix de la liaison au châssis et la détermination de la valeur rétentive des dents support (analyse au paralléliseur) déterminent le type de crochet. La liaison est dépendante du type d'édentement. Dans le cas d'un édentement encastré, la prothèse est principalement dento-portée, la jonction du crochet au châssis est dite rigide c'est-à-dire que la selle est directement reliée au crochet par la potence et le taquet est du côté de l'édentement. On utilise alors des crochets à jonction proximale. Une force axiale appliquée sur la selle lors de la mastication entraîne une contrainte verticale au niveau de la dent support de crochet. Dans le cas d'édentement terminal, la prothèse est dento-muco-supportée, on privilégie donc une jonction semi-rigide avec des crochets à jonction linguale. Le crochet est relié à l'armature par la potence et non à la selle, il y a un degré de liberté entre selle et crochet ce qui permet de palier le problème de dualité tissulaire. (12). Ainsi, en éloignant le taquet de l'édentement, on favorise la transmission des forces selon le grand axe de la dent lors de l'application d'une force axiale au niveau des dents prothétiques.

Il existe trois familles de crochets selon le mode de jonction :

- Jonction proximale : Ackers, anneau et RPI
- Jonction palatine : crochet Nally Martinet : coté édenté, crochet Bonwill : coté denté
- Jonction vestibulaire : Y ou T de Roach ou RPI

Chaque élément constitutif d'un crochet joue donc un rôle dans l'équilibre prothétique. Le positionnement de chaque élément est fonction de l'anatomie de la dent support mais également du positionnement de la ligne guide choisi en fonction de l'axe d'insertion prothétique. Des modifications de la morphologie des dents supports peuvent avoir lieu après étude au paralléliseur. Cela permet à la dent de recevoir les éléments d'un crochet et ou d'améliorer leurs fonctions. Ces modifications peuvent être des coronoplasties, préparations dans la dent ou dans sa restauration soustractives ou additives (1,10,15,16). Parfois, les modifications sont importantes, c'est dans ce cadre qu'interviendrait les RPC.

2.2. Restauration Partielle Collée (RPC)

Les RPCs sont des reconstitutions coronaires indirectes. On distingue les RPCs antérieures des RPCs postérieures. En antérieur, les RPC correspondent aux facettes pelliculaires collées dont l'étendue varie selon sa fonction. En postérieur, il existe 5 types de RPCs (17–19):

- L'inlay qui n'a pas de recouvrement cuspidien, il est intracronaire (figure 2)
- L'onlay qui recouvre au moins une cuspide (recouvrement cuspidien partiel) (figure 2)
- L'overlay où toutes les cuspides sont recouvertes (recouvrement cuspidien complet) (figure 2)
- Le table-top qui est un variant de l'overlay où la dent est peu voire non-préparée. Il s'utilise dans les cas d'usure ou d'augmentation de DVO.
- Le veneerlay dont le recouvrement est occlusal mais également vestibulaire, il est

notamment utilisé dans des cas esthétiques. C'est une combinaison de l'overlay et de la facette vestibulaire.



Figure 2: Les diverses Restaurations Partielles Collées, Dr Chauveau

Les restaurations partielles collées constituent une procédure conservatrice comparée à une couronne. En effet, lors de la préparation d'une couronne la perte tissulaire est de 50 à 75,6% tandis que pour une RPC seulement 20 à 38% des tissus dentaires sont retirés (4,5). Il nous paraît donc important de définir les indications d'une RPC comparée à une restauration directe ou une couronne conventionnelle.

2.2.1. *Indications et contre-indications*

La RPC se situe au niveau du gradient thérapeutique entre la restauration directe et la couronne. Comme nous l'avons déjà évoqué une RPC sera à privilégier pour restaurer une dent par rapport à une couronne et ce, dans un souci d'économie tissulaire. De même, on privilégiera une RPC à une restauration directe (19–21):

- Pour les phénomènes de rétraction de prise et de défaut de polymérisation qui sont limités en présence d'une RPC indirecte par rapport à une restauration directe du fait des divers biomatériaux utilisés.
- Pour la gestion du point de contact dans les cas de pertes de substances proximales
- En présence de parois dentaires restantes trop faibles pour une restauration directe,
- En présence d'une perte de volume dentaire important, supérieur à 1/3 de la largeur vestibulo-linguale ou vestibulo-palatine (sista 1.2 / 1.3 / 2.2 / 2.3),
- Lors de restaurations multiples sur le même cadran mais également lors de la nécessité de rétablissement du plan d'occlusion (érosion/usure) et/ou de modification de DVO,
- Dans les cas de fêlures coronaires amelo-dentinaires.

Toutefois, comme son nom l'indique, la RPC se colle. Or, si ce protocole ne peut pas être mis en place de façon rigoureuse, cette thérapeutique sera à exclure. Elle est également contre-indiquée, si l'hygiène n'est pas correcte et le risque carieux important.

Il convient de tenir compte également de facteurs importants dans le collage des pièces prothétique :

- Histoire de la dent, présence ou pas de dentine tertiaire, de corrosion
- Age du patient, quantité de dentine sclérotique
- L'occlusion et la présence de para-fonctions

Ces différents facteurs ne contre-indiquent pas pour autant le collage mais peuvent être des facteurs d'échecs précoces.

2.2.2. Protocole de préparation

Lors de la préparation d'une RPC, plusieurs facteurs (22) sont à prendre en compte :

- La structure dentaire,
- La fonction de la dent,
- L'esthétique,
- L'occlusion,
- L'inclinaison de la dent,
- Les attentes du patient.

Lors de la réalisation de la Restauration Partielle Collée, afin d'éviter les échecs tels que la fracture ou le décollement, plusieurs principes doivent être respectés (figure 3) (20,21):

- Les angles internes doivent être arrondis
- La dépouille doit être supérieure à 10° pour l'insertion de la pièce prothétique
- Il ne faut pas de biseau de l'angle cavo-superficiel
- Les contacts occlusaux doivent se situer hors des limites de préparation, il convient de faire le test en occlusion statique
- La largeur de l'isthme est supérieure à 2mm
- La largeur de la boîte proximale dans le sens mésio-distal est supérieure à 1mm
- La réduction occlusale au niveau du sillon est supérieure 1,5 mm
- La paroi résiduelle au niveau cervicale est supérieure à 2mm sinon il faut effectuer un recouvrement
- La réduction cuspidienne est de 2mm
- Quand il y a une limite cervicale, elle est en chanfrein

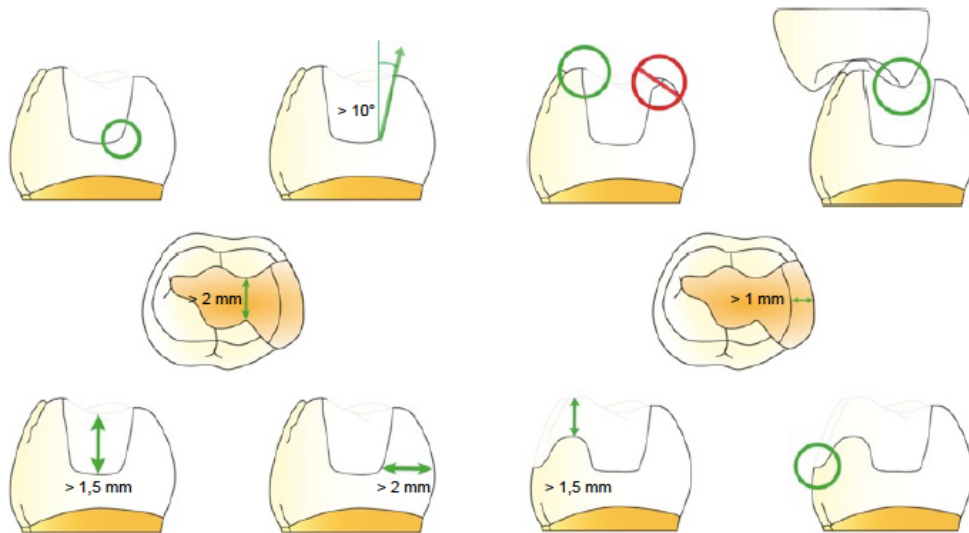


Figure 3: Principes de préparation des RPCs (21)

Il existe 3 types de finition occlusale (19):

- Butt-margin, limite à plat et suivant le plan d'inclinaison de la cuspide, le plus utilisé
- Bevel, limite en biseau de 45° , pour augmenter le potentiel adhésif ou pour une jonction progressive dans les secteurs esthétiques
- Shoulder, épaulement angle interne arrondi, comme lors des préparations périphériques des couronnes, pour prévenir des fractures.

Trois formes de préparation proximale sont également possible (19) :

- Slot, boîte proximale dans le cas de lésion à ce niveau nécessitant le retrait de tissu dentaire
- Bevel, en biseau pour améliorer le collage
- Ridge up où l'on va préserver la crête marginale, sans la préparer ou en la recouvrant d'une fine pellicule.

La préparation doit être de dépouille donc en présence de contre-dépouille, 2 stratégies sont possibilités :

- Augmenter la préparation pour éliminer les contre-dépouilles
- Combler les contre-dépouilles

La deuxième option est à privilégier, quand cela est possible dans un souci de préservation tissulaire.

Quand il faut changer des restaurations sur des dents du fait d'une perte d'étanchéité par exemple ou s'il faut faire des modifications additives afin d'assurer l'équilibre prothétique, les RPC semble être un compromis afin d'assurer la préservation tissulaire.

Toutefois, les RPCs peuvent être sujettes à des échecs, tel que le décollement ou la fracture, dont les contraintes pourraient en être l'origine. Ainsi, pour savoir si les RPC sont susceptibles de résister aux contraintes d'un taquet, il faut étudier la biomécanique de la PAP afin de comprendre les forces qu'émet cette dernière sur les dents supports de crochet. Une revue de la littérature est donc réalisée en ce sens.

3. Biomécanique en PAP

Afin de déterminer quelles étaient les contraintes qu'exerçait une PAPM, notamment son crochet, sur une dent et en particulier sur sa partie coronaire, nous avons été amené à réaliser une recherche bibliographique selon la méthode PRISMA.

3.1. Matériels et méthode

3.1.1. Stratégie de recherche

Dans les bases de données suivantes : MEDLINE (PubMed), EBSCOhost, Scopus nous avons intégré les mots clés présents dans le tableau 1. Nous avons utilisé des filtres afin de sélectionner les articles en français ou en anglais mais sans de limite de date.

Tableau 1: Mots clés pour la recherche PRISMA : Biomécanique de la PAP

1	2	3
Tooth abutment or premolar or molar or clasp abutment	Removable partial denture or dental clasp or denture clasps	Occlusal force or bite force or load or finite element analysis

Une première sélection s'est faite par analyse des titres des articles après avoir retiré les doublons. Les résumés ont ensuite été étudiés. Ceux qui ne rentraient pas dans les critères d'inclusion ont été exclus. Enfin, la dernière sélection s'est faite après lecture du texte dans son intégralité. Les articles répondant aux critères ont alors été inclus dans la revue de littérature.

3.1.2. Sélection des études

Tableau 2: Critères de sélection

Critères d'inclusion	Critères d'exclusion
<ul style="list-style-type: none"> - Etudes observationnelles / épidémiologiques - Etudes expérimentales / interventionnelles - Synthèses de connaissance - In vivo (chez homme) et in vitro <ul style="list-style-type: none"> - Anglais ou en français - Forces (amplitude et direction) que créent la PAPM sur les dents support de crochet - Dents piliers postérieurs (prémolaire ou molaire). 	<ul style="list-style-type: none"> - Etudes qualitatives <ul style="list-style-type: none"> - Cas cliniques - Articles originaux - Pas de comité de lecture - Pas disponibles dans leur intégralité - Contraintes au niveau des tissus muqueux - Implants, attachements ou prothèse fixée

3.1.3. *Algorithme de recherche*

Pour réaliser cette étude, nous avons rentré un algorithme à l'aide de mots clés, de connexes (OR, AND, NOT) et de filtres (date, langue...) :

Pubmed et EBSCOhost

((tooth abutment) OR (premolar) OR (molar) OR (clasp abutment)) AND ((removable partial denture) OR (denture clasps) OR (dental clasp)) AND ((occlusal force) OR (bite force) OR (load) OR (finite element analysis)) NOT (implant) NOT (fixed prosthesis))

Scopus

(TITLE-ABS-KEY (tooth AND abutment) OR TITLE-ABS-KEY (premolar) OR TITLE-ABS-KEY (molar) OR TITLE-ABS-KEY (clasp AND abutment) AND TITLE-ABS-KEY (removable AND partial AND denture) OR TITLE-ABS-KEY (denture AND clasp) OR TITLE-ABS-KEY (dental AND clasp) AND TITLE-ABS-KEY (occlusal AND force) OR TITLE-ABS-KEY (bite AND force) OR TITLE-ABS-KEY (load) OR TITLE-ABS-KEY (finite AND element AND analysis) AND NOT TITLE-ABS-KEY (implant) AND NOT TITLE-ABS-KEY (fixed AND prosthesis))

3.2. Résultats

A partir des algorithmes précédemment présentés, nous avons obtenu un total de 311 résultats, toutes bases de données confondues. Nous avons eu respectivement :

- 150 résultats sur Scopus
- 103 résultats sur Pubmed
- 58 résultats sur EBSCOhost

Après le retrait des 150 doublons (106 Scopus, 40 Pubmed et 4 EBSCOhost), nous avons donc lu les titres des 161 articles restants.

Après lecture de ceux-ci, une première sélection m'a amenée à exclure 103 documents (25 Scopus, 40 Pubmed et 38 EBSCOhost).

Par conséquent, nous avons conservé 58 articles dont nous avons étudié les résumés. A la suite de cela 14 publications ont été exclues.

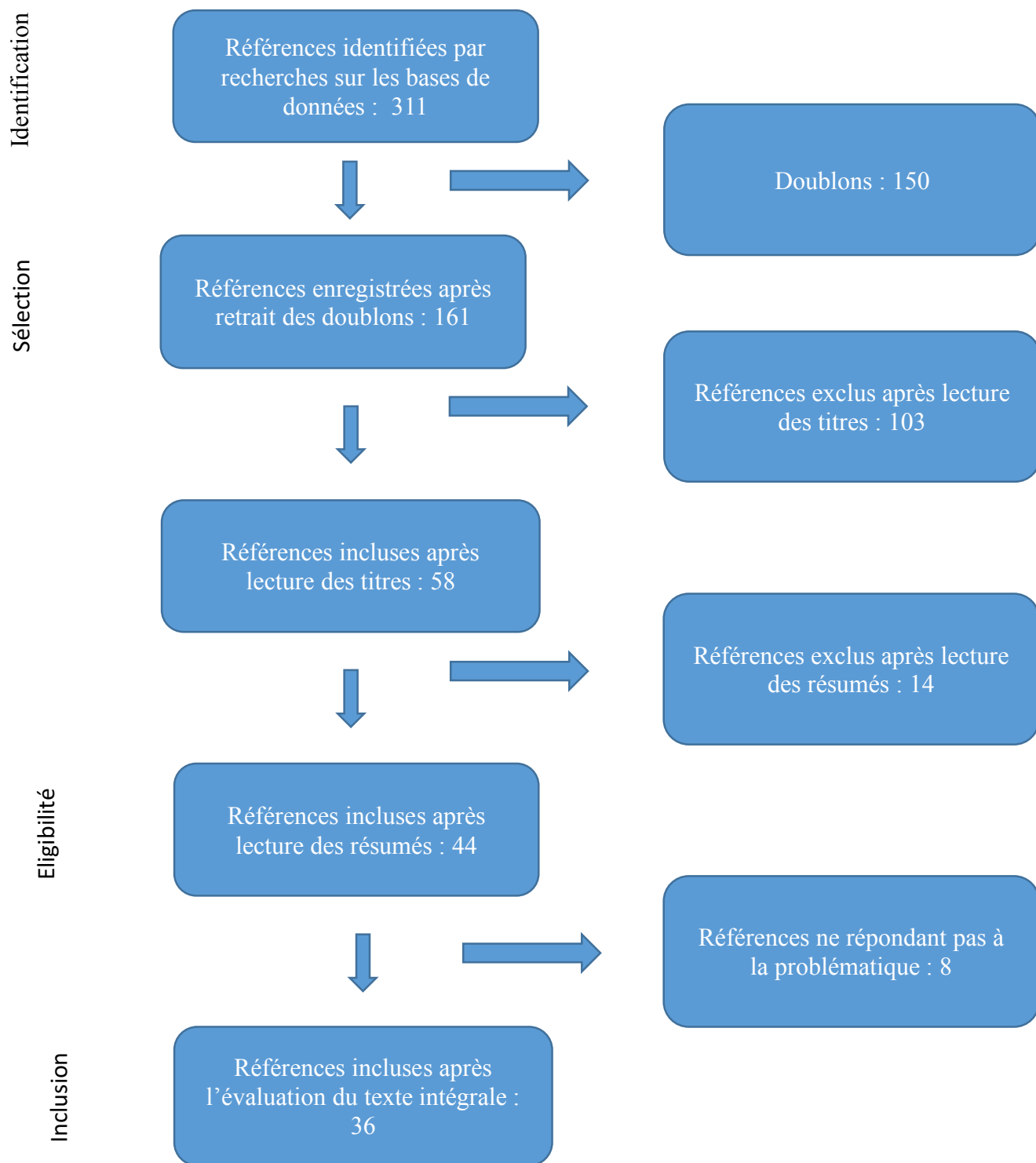
Enfin les 44 articles restants ont été lus intégralement, 8 articles ont été retirés donc, pour cette étude 36 articles ont été inclus.

Ils sont répartis comme suit :

- 16 inclus sur Scopus
- 9 inclus sur Pubmed
- 11 inclus sur EBSCOhost

Ces résultats sont résumés dans la figure 4 ci-dessous :

Figure 4: Diagramme récapitulatif de la méthode PRISMA



Les résultats détaillés sont présentés en annexe 1 dans le tableau récapitulatif.

Les résultats montrent que les articles vont de 1956 à 2020. Il y a 17 articles qui traitent de l'équilibre prothétique en matière de biomécanique, 4 articles qui traitent des contraintes sur la dent support de crochet lors de l'insertion et 22 lors de la fonction.

3.3. Discussion

Précédemment, nous avons pu démontré que la biomécanique de la PAP est un principe à prendre en compte systématiquement lors de la conception de cette dernière afin d'intégrer la prothèse dans la cavité buccale. L'application de la biomécanique correspond au respect de la triade de Housset afin d'obtenir un équilibre entre les tissus et la prothèse. Ainsi, étudier la biomécanique de la PAP, implique l'analyse de l'équilibre prothétique.

3.3.1. *PAP et équilibre prothétique*

L'équilibre prothétique est le fait d'assurer la rétention, la sustentation et la stabilisation pour venir contrer les mouvements pouvant déstabiliser la prothèse. Elle se traduit par la recherche du minimum de mouvements de la prothèse.

Les mouvements de la prothèse sont la conséquence de forces verticales ou latérales appliquées sur celle-ci lors de la mise en place de la prothèse, selon l'axe d'insertion ou encore pendant la fonction de mastication. En effet, le cycle masticatoire se compose de forces de déplacement occlusales et latérales (23). La force occlusale est une force verticale, axiale, perpendiculaire au plan d'occlusion. La force latérale combine deux composantes : la rotation verticale (perpendiculaire au plan d'occlusion) et horizontale (parallèle au plan d'occlusion) (23).

Lors de l'insertion de la prothèse, les dents subiront des forces de compression ou tension qui seront à l'origine d'un stress qui se traduit par une accumulation de contraintes au niveau des dents. Il est essentiellement généré par le bras rétentif des crochets devant se loger sous la ligne de plus grand contour coronaire (zones de contre-dépouille). D'après Aoda et Al. (24) plus on a de rétention plus les contraintes sur la dent support de crochet sont nombreuses. Ce stress dû à l'insertion de la PAP tend à diminuer lors du premier mois pour devenir constant. Ainsi le ligament s'adapte lors de l'insertion d'une PAP (25,26).

Une fois mise en bouche, la prothèse doit être équilibrée. Au repos, les mouvements sont limités quand l'ensemble des éléments de la PAP sont en contact intime avec les surfaces d'appui. Une hauteur verticale de crête suffisante et une inclinaison de crête favorable sont des éléments favorisant l'équilibre prothétique (27). De plus, d'après Costa et al, la distribution des contraintes est meilleure pour une selle longue et des forces occlusales uniformes (12).

Lors de la fonction (mastication essentiellement), il convient également d'assurer l'équilibre prothétique. Cet équilibre est assuré par :

- L'ajustage des éléments constitutifs de la PAP sur les tissus soutien (dentaire et ostéo-muqueux). Cet ajustage permet une distribution uniforme des forces sur l'ensemble des tissus en contact. De nombreux auteurs (28–30) observent que le stress au niveau du ligament de la dent pilier est plus important en l'absence d'armature mais également

lorsque l'ajustage entre la base et la crête diminue (figure 5). De même, Al-Ghannam et Fahmi (31) ont étudié l'effet du rebasage, c'est à dire de l'amélioration de l'ajustage de la base, sur le stress que la PAP émet sur une dent support de crochet. Ils ont observé que le rebasage diminue le stress et le mouvement de la dent pilier. Un ajustage correct de la PAP permet donc une meilleure distribution des contraintes (figure 5) (29).

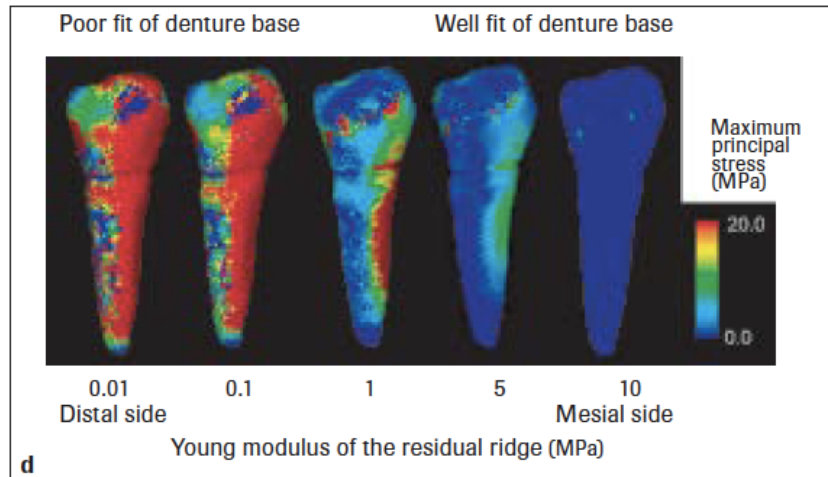


Figure 5: Stress au niveau de la dent pilier selon l'ajustage de la base prothétique (29)

- Une occlusion fonctionnelle. Selon Browning et al. (32), Milic-Lemic et al. (33) et Mizuuchi et al. (34), lors du montage des dents prothétiques, la force occlusale doit être située au centre des dents prothétiques afin qu'elle se transmette au milieu de la crête pour une meilleure dissipation des contraintes. La présence de suroclusions entraîne des contraintes plus importantes au niveau des tissus de soutien (taux de cisaillement augmentée) avec l'augmentation de la mobilité de la dent support de crochet. (35) ElCharkawi et al. (36) ont créé un système d'amortissement des contraintes en ajoutant une couche élastique (absorbant le stress) dans la base entre les deux couches de résine dure. Ils ont pu observer la réduction du mouvement de la dent pilier, des micro-contraintes dans l'alvéole et du stress sur la crête, grâce à cette adjonction. On peut donc en conclure que lorsque les contraintes occlusales transmises dans la base diminuent, le stress au niveau des tissus de soutien diminuent.
- Une rigidité de l'armature : une armature flexible soumise à des contraintes de mastication va se déformer, s'enfoncer dans les tissus de soutien et ainsi provoquer des contraintes sur ces derniers (23,37,38). Tandis que si le châssis est rigide, les contraintes seront plus faibles (37,38). Il convient de souligner que la rigidité de l'armature n'est pas synonyme de rigidité des connexions, c'est à dire du lien entre le crochet et l'armature (23). Plus les connexions sont rigides, plus il y a du stress sur les dents, d'autant plus que l'édentement est important (35).

L'équilibre prothétique est donc sous la dépendance de tous les éléments constitutifs de la PAP. Pour autant, un seul de ces éléments est en relation avec la couronne dentaire, à savoir le crochet. Comprendre les contraintes que peut éprouver la dent et donc par extension la Restauration Partielle Collée lors de l'insertion mais également lors de la fonction est un prérequis pour permettre de poser l'indication d'une RPC sur une dent support de crochet.

3.3.2. Contraintes sur la dent support de crochet

Comme nous avons pu voir précédemment, assurer l'équilibre prothétique est le fait de neutraliser les forces qui existent lors de l'insertion de la prothèse mais également lors de la fonction. Si ces forces sont excessives, le taux de survie d'un crochet (avant déformation voire fracture) est de 5,5 ans (39).

3.3.2.1. Contraintes sur la dent support de crochet lors de l'insertion de la PAP

Lors de l'insertion, le stress maximum se situe au bout du bras de rétention, et ce peu importe le matériau du crochet (figure 6). Tribst et al (40) ont évalué l'effet du matériau et de la contre-dépouille sur la distribution des contraintes sur les dents piliers, au niveau de l'émail vestibulaire. Ils observent une contrainte de 1,4 MPa à 46,4 MPa (40). Ceci s'explique car il existe plus de forces (obliques et horizontales) au niveau du bout du bras de rétention afin de franchir la contre dépouille lors de l'insertion de la prothèse (39,40).

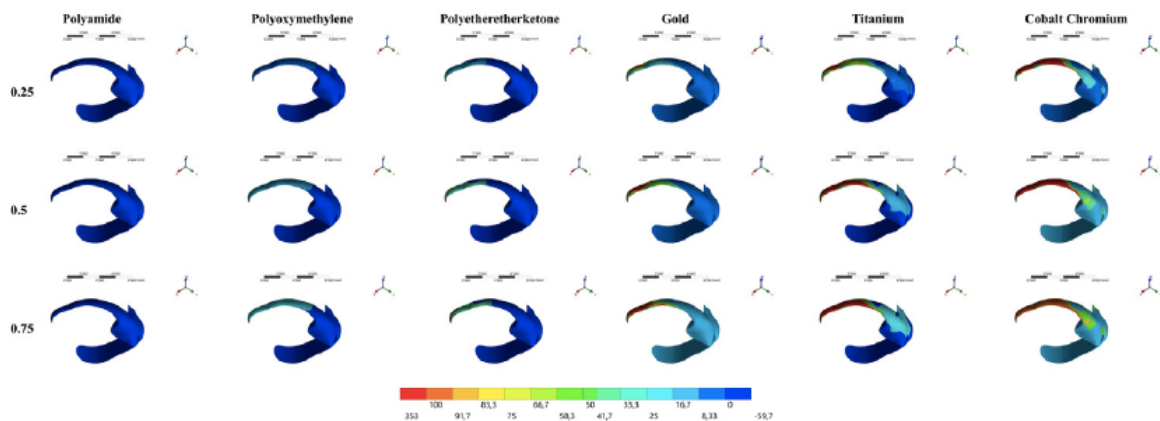


Figure 6: Concentration des forces dans le crochet lors de l'insertion de la PAP (40)

Les facteurs pouvant influencer sur le stress causé par le bras rétention sont d'après Sato et al. (41) :

- la forme de la dent (niveau de contre dépouille). Ainsi plus la contre-dépouille est marquée, plus le stress imposé par le bras de rétention sur la dent support de crochet est important (24)
- le coefficient de friction . Une dent polie présentera moins de frictions qu'une dent rugueuse et donc moins de contraintes (41)
- la flexibilité du crochet (facteur dépendant de l'alliage et de la forme du crochet (longueur, diamètre, forme de la section et courbure verticale)).

Une forme adaptée du bras de rétention en fonction de la forme de la dent permet d'optimiser la flexibilité du bras de rétention et donc le stress soumis à la dent (39). Cependant une trop grande flexibilité implique un manque de rigidité qui entraîne une augmentation des contraintes (cf chapitre précédent)

Afin de contrer le stress imposé par le bras de rétention, le crochet est toujours muni d'un bras de réciprocité rigide en palatin. Ce bras de réciprocité permet de contrer la force latérale qu'exerce le bras de rétention lorsque celui-ci passe la ligne de plus grand contour coronaire (39). Cependant, le bras de réciprocité ne pourra compenser un stress dû à une mauvaise gestion des facteurs décrits ci-dessus.

Néanmoins, selon la Société Francophone des Biomatériaux Dentaires, l'émail offre une résistance à la compression sous contrainte occlusale de 384MPa et la dentine une résistance de 297 MPa. On peut donc en conclure que les forces exercées par un crochet lors de l'insertion sont en deçà des limites physiologiques que peut supporter les tissus dentaires.

3.3.2.2. Contraintes sur la dent support de crochet lors de la fonction

Une PAMP est sujette à des micro-mouvements lors de la fonction de mastication/déglutition. Ces micro-mouvements peuvent entraîner de contraintes au niveau coronaire de la dent support de crochet. Les crochets sont conçus pour contrôler ces mouvements, stabiliser la prothèse mais également absorber les contraintes. Sandu et al. (39) ont étudié la distribution des contraintes dans un crochet lors de la fonction ainsi que les micro-mouvements des bras de rétention et de réciprocité. Selon ces auteurs, la concentration du stress se situe à la jonction entre les bras (rétention ou réciprocité) et la potence du crochet. Le stress est d'ailleurs plus important dans le bras de réciprocité que dans le bras de rétention. Ceci peut s'expliquer par la rigidité du bras de réciprocité (35) et par le fait que l'objectif du bras palatin est de contrer la force exercée par le bras de rétention lors du passage de la LPGCC, d'où des micro-mouvements plus importants au niveau du bras de rétention (39,40).

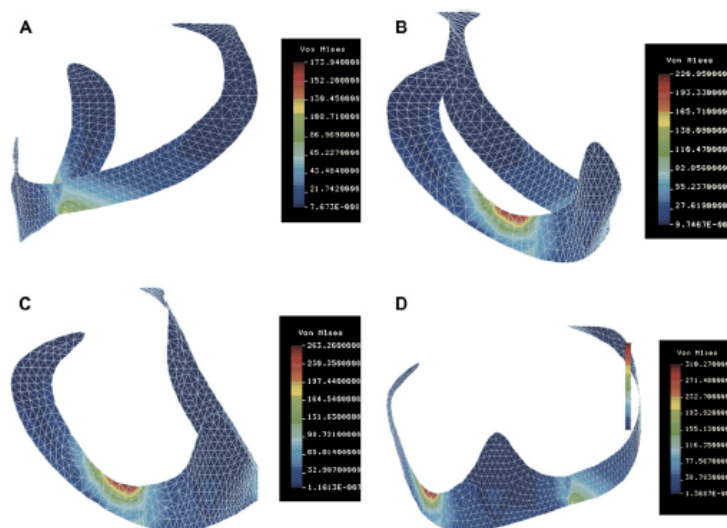


Figure 7: Concentration du stress dans le crochet lors d'un mouvement de translation(39)

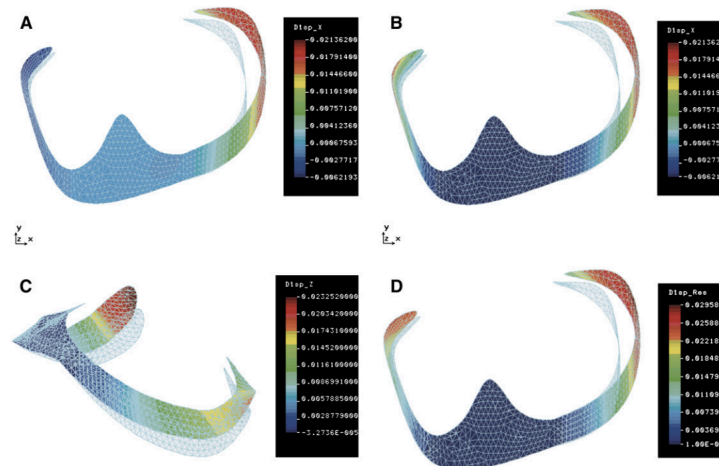


Figure 8: micro-déplacement des bras de rétention et de réciprocité lors d'un mouvement de translation(39)

Les contraintes dues au micro-mouvements lors de la fonction sont donc essentiellement absorbés par le crochet qui se doit d'être correctement réaliser pour les absorber et ne pas casser.

Lors de la mastication, les contraintes se concentrent également au niveau du taquet occlusal. En effet, les forces occlusales supportées par les dents prothétiques vont créer des contraintes qui vont être transmises à la dent pilier via le taquet occlusal (33,42). Les contraintes se dissipent ensuite dans la couronne via la coronoplastie puis le long de l'axe de la dent. Des contraintes orientées selon le grand axe de la dent sont bien tolérées car elles sollicitent les fibres desmodontales obliques très nombreuses (15). La forme et la position du taquet doivent être optimales afin de correctement transmettre les contraintes (28,43).

Concernant la forme, le taquet doit respecter certains critères (figure 9) (1,9,10,15,16,33,43,44) :

- Distance Vestibulo-Linguale (VL) de 2 à 2,5mm de large minimum et situé au milieu des deux cuspides
- Distance Mésio-Distale (MD) correspondant au tiers, à la moitié ou au quart (pour les molaires) de la couronne
- Epaisseur 1mm. Il convient tout de même de rester dans l'émail
- Angle avec la face occlusale de 90° maximum voir moins.

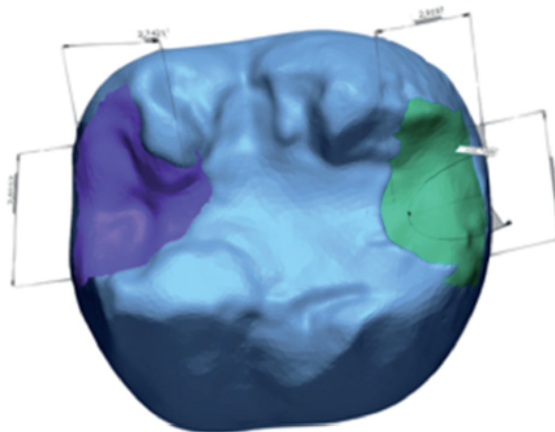


Figure 9: Critères de réalisation des coronoplastie (15)

Concernant le positionnement, il sera fonction de l'édentement. Dans le cas d'un édentement encastré il sera positionné du côté de l'édentement. A l'inverse, dans les cas d'un édentement terminal, le taquet sera du côté opposé à l'édentement c'est-à-dire mésial (45). En effet, le taquet mésial permet la réduction des contraintes sur la dent pilier (45,46). Ceci s'explique par le fait que la dent a tendance à basculer du côté où le taquet est placé. Lorsque le taquet est en mésial, la dent bascule vers l'avant mais est maintenue par les dents antérieures adjacentes (figure 10). Si l'appui est distal, cela entraîne un mouvement de rotation postérieure de la dent (figure 11) (47). De plus, le fait de positionner le taquet du côté opposé à l'édentement implique une liaison indirecte du crochet à la selle prothétique. Ainsi lors de la fonction, les forces occlusales exercées sur les dents prothétiques seront transmises via la liaison semi-rigide au taquet ce qui permettra diffusion des contraintes le long du grand axe de la dent.

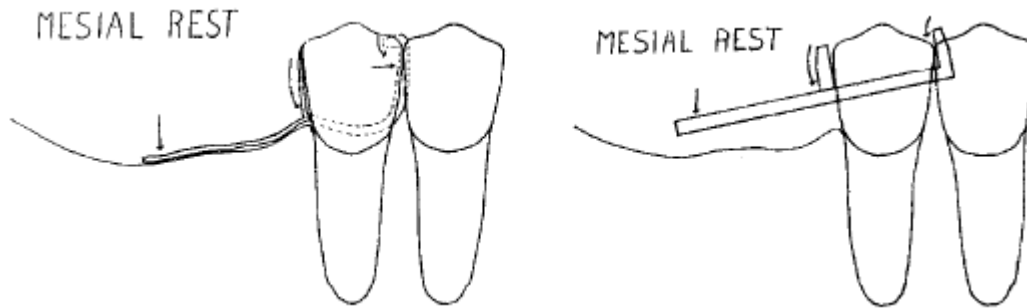


Figure 10: Comportement de la dent quand le taquet est mésial, (47)

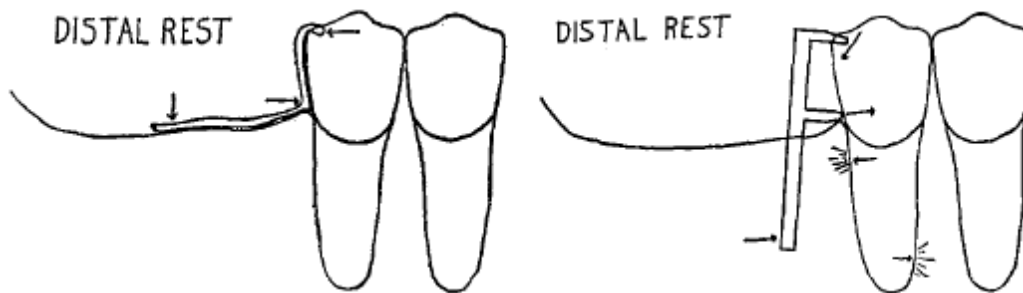


Figure 11: Comportement de la dent quand le taquet est distal, (47)

Muraki H et al. (28) ont étudié, via une étude par éléments finis, les contraintes qui existent au niveau de la dent en fonction du positionnement du taquet dans le cas d'un édentement terminal. Ils observent une concentration des forces au niveau de la coronoplastie deux fois plus importante lorsque le taquet est du côté de l'édentement terminal, soit en distal.

La contrainte maximale au niveau de la coronoplastie varie entre 30MPa (48) et 65 MPa (28). On observe plus de mouvements et de contraintes avec le taquet distal qu'avec le mésial (figure 12) (28-30,34,47-50). Le stress maximal au niveau de la couronne, plus précisément au fond de la coronoplastie, est de 64,6MPa quand le taquet est distal. Il est de 30 MPa quand le taquet est mésial. (28,48).

Ainsi, dans le cas d'édentement terminal, le taquet mésial permet la réduction des contraintes sur la dent support de crochet. Ces conclusions se retrouvent dans d'autres publications (45,46).

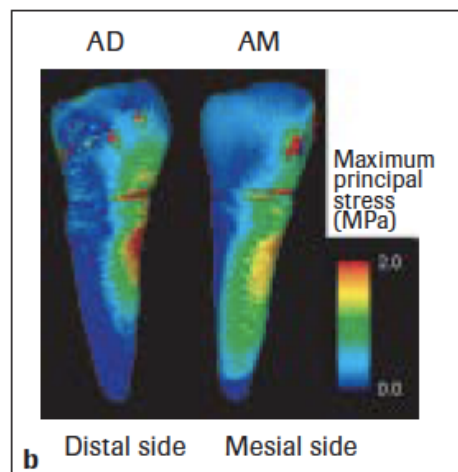


Figure 12: Répartition du stress selon la position du taquet (29)

Nous pouvons donc dire grâce à cette revue de la littérature que le stress provoqué lors de la fonction de mastication au niveau du taquet est de 30MPa à 65MPa. Pour rappel, l'émail offre une résistance à la compression sous contrainte occlusale de 384MPa et la dentine une résistance de 297 MPa. Ces contraintes sont donc inférieures aux limites physiologiques que les tissus dentaires peuvent supporter tout comme celles initiées lors de la mise en bouche de la prothèse. Mais qu'en est-il d'une céramique ? En effet, une vitrocéramique utilisée lors des RPC peut-elle subir ce genre de contraintes ? et le collage ? Pour le savoir nous allons donc étudier les facteurs d'échecs des RPC et les mettre en lien avec les contraintes qu'imposent un crochet sur une PAP.

4. Echecs des RPC

Afin de déterminer quelles contraintes mécaniques pouvaient être à l'origine d'échecs des RPC, nous avons réalisé une recherche bibliographique selon la méthode PRISMA, dans l'objectif de répondre à notre problématique : les RPC peuvent-elle supporter les contraintes d'un crochet (notamment le taquet occlusal) lors de l'insertion et lors de la fonction de mastication/déglutition ?

4.1. Matériels et méthode

4.1.1. Stratégie de recherche

Dans les bases de données suivantes : MEDLINE (PubMed), EBSCOhost, Scopus ; nous avons intégré les mots clés présents dans le tableau 3. Nous avons utilisé des filtres afin de sélectionner les articles en français ou en anglais et avec une limite de date de 10 ans maximum (entre 2011 et 2021).

Tableau 3: Mots clés pour la recherche PRISMA : Les échecs des RPCs

1	2	3
Tooth or premolar or molar	Dental inlay or Dental onlay	Failure or fracture or load or debonding or shear or composite or ceramics

Une première sélection s'est faite par analyse des titres des articles après avoir retiré les doublons. Les résumés ont ensuite été étudiés. Ceux qui ne rentraient pas dans les critères d'inclusion ont été exclus. Enfin, la dernière sélection s'est faite après lecture du texte dans son intégralité. Les articles répondant aux critères ont alors été inclus dans la revue de littérature.

4.1.2. Sélection des études

Tableau 4: Critères de sélection

Critères d'inclusion	Critères d'exclusion
<ul style="list-style-type: none"> - Etudes observationnelles / épidémiologiques - Etudes expérimentales / interventionnelles - Synthèses de connaissance - In vivo (chez homme) et in vitro <ul style="list-style-type: none"> - Entre 2011 et 2021 - Anglais ou en français - Echecs des RPCs - Dents postérieurs (prémolaire ou molaire). 	<ul style="list-style-type: none"> - Etudes qualitatives <ul style="list-style-type: none"> - Cas cliniques - Articles originaux - Pas de comité de lecture - Pas disponibles dans leur intégralité - Implants, RPCs en zircone ou en or

4.1.3. *Algorithme de recherche*

Pour réaliser cette étude, nous avons rentré un algorithme à l'aide de mots clés, de connexes (OR, AND, NOT) et de filtres (date, langue...) :

Pubmed, EBSCOhost et Cochrane

```
((tooth) OR (molar) OR (premolar)) AND ((dental onlay) OR (dental inlay)) AND ((failure) OR (fracture) OR (load) OR (debonding) OR (shear) OR (composite) OR (ceramics) NOT (implant) NOT (zirconia) NOT (gold))
```

Scopus

```
TITLE-ABS-KEY ( tooth ) OR TITLE-ABS-KEY ( premolar ) OR TITLE-ABS-KEY ( molar ) AND TITLE-ABS-KEY ( dental AND inlay ) OR TITLE-ABS-KEY ( dental AND onlay ) AND TITLE-ABS-KEY ( failure ) OR TITLE-ABS-KEY ( fracture ) OR TITLE-ABS-KEY ( load ) OR TITLE-ABS-KEY ( debonding ) OR TITLE-ABS-KEY ( shear ) OR TITLE-ABS-KEY ( composite ) OR TITLE-ABS-KEY ( ceramics ) AND NOT TITLE-ABS-KEY ( implant ) AND NOT TITLE-ABS-KEY ( zirconia ) AND NOT TITLE-ABS-KEY ( gold ) ) AND PUBYEAR > 2010 AND PUBYEAR < 2022 AND ( LIMIT-TO ( LANGUAGE , "English" ) )
```

4.2. Résultats

A partir des algorithmes précédemment présentés, nous avons obtenu un total de 353 résultats, toutes bases de données confondues. Nous avons eu respectivement :

- 79 résultats sur Scopus
- 96 résultats sur Pubmed
- 178 résultats sur EBSCOhost

Après le retrait des 86 doublons (1 Scopus, 42 Pubmed et 43 EBSCOhost), nous avons donc lu les 267 titres des articles restants.

Après lecture de ceux-ci, une première sélection s'est faite avec l'exclusion de 210 documents (56 Scopus, 37 Pubmed et 117 EBSCOhost).

Par conséquent, nous avons conservé 57 articles dont nous avons étudié les résumés. A la suite de cela 21 publications ont été exclues.

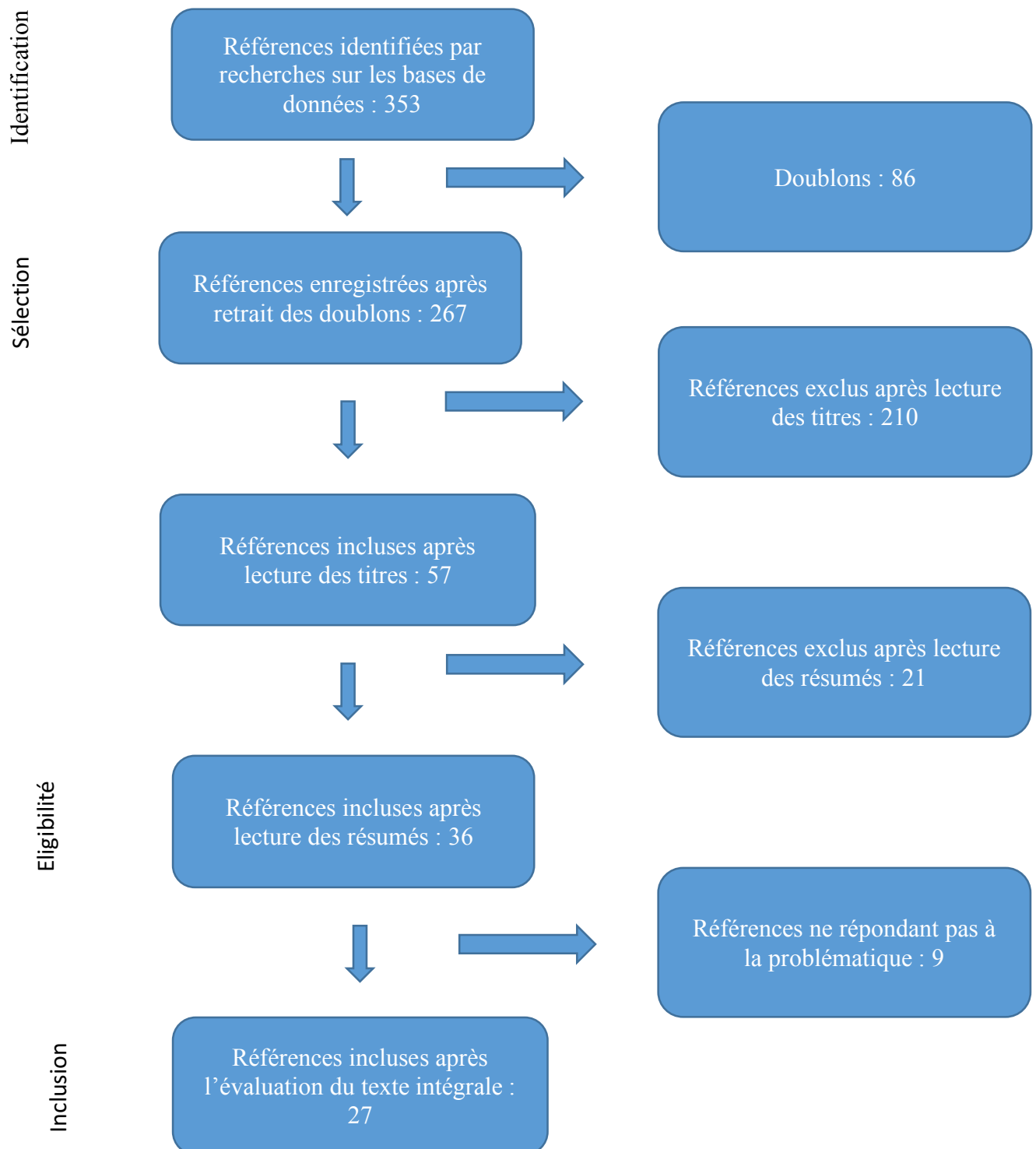
Enfin les 36 articles restants ont été lus intégralement, 9 articles ont été retirés donc pour cette étude 27 articles ont été inclus.

Ils sont répartis comme suit :

- 13 inclus sur Scopus
- 8 inclus sur Pubmed
- 6 inclus sur EBSCOhost

Ces résultats ont été résumés dans le diagramme ci-dessous (figure 13) :

Figure 13: Diagramme récapitulatif



Les résultats sont présentés dans le tableau récapitulatif en annexe 2. 22 articles traitent de la fracture de la dent ou de la céramique et 12 articles traitent du décollement de la RPC.

4.3. Discussion

L'objectif de cette thèse est de savoir si une RPC reconstituant une dent support de crochet supporterait les contraintes émises par un crochet. Précédemment, nous avons étudié les contraintes qu'émet une PAP notamment un crochet. Pour rappel, nous avons pu observer que lors de l'insertion de la PAP, le bras rétention du crochet crée un stress compris entre 1,4 et 46,4 MPa au niveau de l'émail vestibulaire. Lors de la fonction, le stress maximum est de 30 à 65 MPa au fond de la coronoplastie du fait du taquet.

D'après Santos et al. (51), le taux de survie des RPC en céramiques à 5 ans est de 93 à 98% et de 64 à 95% à 8 ans. Elles ont un taux de succès de 87% à 5 ans (52). D'après Beier et al (53), le taux de survie d'un onlay et d'un inlay est respectivement de 98.9% et 98.9% pour 5 ans, 92.4% et 96.8% pour 10 ans, et 92.4% et 89.6% pour 12 ans.

Toutefois, il faut savoir que dans les essais cliniques, les échecs des RPCs les plus répertoriés sont la fracture (tissu dentaire ou céramique) et le décollement de la RPC (51,52,54).

4.3.1. *Fracture des tissus dentaires*

Selon divers auteurs (55,56), la résistance à la fracture des dents restaurées avec des RPCs est plus faible que celles des dents intactes voir de celles ayant des composites directs. Daher et al. (57) réfutent cela en montrant qu'au niveau de la résistance à la fracture, il n'y a pas de différences significatives entre une dent intacte, les composites directs et les RPCs (inlay ou onlay). Néanmoins, les RPCs sont à l'origine de plus d'échecs irréversibles que les restaurations directes. Bandéca et al. (58) affirment qu'il n'y a pas de différence significative entre la dent restaurée et une dent intacte en terme de résistance à la fracture. Par contre, selon l'auteur, une dent restaurée partiellement par un inlay ou un onlay résisterait mieux à la fracture que celle restaurée avec un overlay. Ceci est contredit par Hofsteenge et al. (5) qui affirme que les dents restaurées avec un overlay sont plus résistantes que celles ayant un inlay. Toutefois, lors de leur expérience, Hofsteenge et al. (5) montrent que les dents reconstituées avec des inlays tout comme celles avec des overlays résistent aux forces occlusales physiologiques. D'après Magne et al. (59) les onlays augmentent la résistance à la fatigue des molaires compromises comparée à un inlay. Ceci s'expliquerait par le fait que les onlays réduisent le stress occlusal sur la dent comme l'ont affirmé Mei et al. (60) et Yang et al. (61). Dans leur expérience Yang et al. (61) ont montré que le stress (exprimé en Von Mises) généré dans la dent est 10 fois plus faible en présence d'un onlay qu'en présence d'un inlay (tableau 5) sous une force occlusale de 140N.

Tableau 5: Stress généré dans la dent pilier selon le type de RPC

RPC	Inlay Occlusal	Inlay Mésio-Occlusal	Inlay Mésio-Occlusal- Distal	Onlay
Stress Von Mises maximal (MPa)	260,3 à 260,7MPa	252,1 à 262,4MPa	281,4 à 298,8 MPa	26,1 à 26,8MPa

Sachant que le stress Von Mises donne une valeur réaliste pour la prédiction des fractures. Ceci met en avant le fait que l'onlay protège la dent de la fracture en lui transmettant moins de

contraintes.

En plus des valeurs, il faut prendre en compte la direction de force. D'après Mei et al. (60), la force occlusale verticale génère un stress de 27 à 67 MPa dans la dentine, tandis que la force occlusale oblique génère un stress de 50 à 170 MPa. Donc le risque de fracture dentaire est plus important pour des forces obliques que pour des forces verticales. Cependant, ce stress est en deça des valeurs de résistance à la compression des tissus dentaires, même en y ajoutant la contrainte inhérente à la présence d'un taquet. Vianna et al. (62), ajoute qu'il y a plus de stress dans la céramique et dans les tissus pour une cavité avec des boxs de rétention que pour une préparation simple sans box (62) donc plus de risque de fracture de la dent pour un design avec box (63).

Donc simplifier les designs des préparations avec moins de formes, réduit le risque de fracture de la dent.

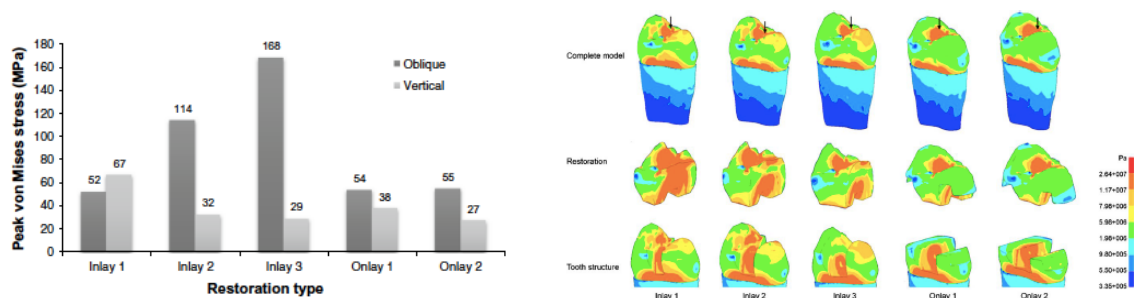


Figure 14: Stress dans la dentine selon la direction de la force occlusale(60)

Yang et al. (61) ajoutent que le stress se concentre dans la pièce prothétique en céramique et évite la déflexion cuspidienne. Tandis que la résine transfère les contraintes directement à la dent. Ainsi la résistante à la fracture de la dent est meilleure pour les restaurations en céramique plutôt qu'en composite.

Il convient de rappeler que le stress généré sous les RPC (tableau 5) est inférieur aux contraintes maximales que peuvent supporter la dentine (297 MPa) et l'émail (384 MPa) et ce, quel que soit le type de reconstitution.

L'ajout de la contrainte du taquet occlusal (30 à 65 MPa) à celle transmise à la dent via la RPC (26 à 300 MPa) nous indique que :

- Le stress au niveau de la dent pour l'ensemble taquet + onlay ne dépasse pas les limites physiologiques de résistance de l'émail et de la dentine
- Le stress au niveau de la dent pour l'ensemble taquet + inlay ne dépasse pas les limites physiologiques de résistance de l'émail mais dépassent les limites physiologiques de résistance de la dentine.

On peut donc en déduire qu'il est préférable, en présence d'une dent support de crochet de réaliser un onlay, voir un overlay en céramique plutôt qu'un inlay afin de diminuer les risques de fractures coronaires.

4.3.2. Fracture des RPC

L'échec le plus commun des RPCs est la fracture de la céramique (fracture, crack ou chipping). (53,64,65).

Il existe divers modes de fracture :

- Cohésive : dans la pièce prothétique
- Adhésive : dans l'interface
- Mixte : cohésive + adhésive
- Dentaire classée par catégorie selon la sévérité, (coronaire, corono-radulaire ou radulaire) qu'on a pu aborder précédemment

Ces modes de fracture dépendent :

- Du matériau

Quand la dent est intacte les fractures concernent principalement les cuspidés. Par contre, quand la dent est restaurée par un matériau composite la fracture concerne le matériau (66). Quand elle est reconstituée avec par une RPC en résine PEEK (66) ou de polymères (67) , la fracture se situe au niveau de la dent. Quand il s'agit de céramique la fracture peut concerner la dent comme la céramique.

- De la technique de fabrication

D'après Trindade et al. (68) il y a plus de fracture cohésive dans les céramiques pressées que pour celles faites par CFAO. Dans les céramiques pressées, il y a plus de risque d'avoir des défauts internes qui sont capable d'entraîner la fracture de la céramique. Santos et al (51), ajoutent que le problème majeur des céramiques fabriquées par barbotine est les microporosités qui initie les cracks, puis les fêlures qui se propagent et entraînent la fracture du matériau.

- La préparation et du type de RPC

D'après Guess et al (64), quand la céramique est fine ou ultrafine les fractures sont surtout dans le matériau tandis que quand elle est « standard » les fractures impactent les tissus dentaires notamment la racine.

De plus, les modes de fractures de l'overlay sont plus destructeurs que ceux de l'inlay, et peu réversibles (figure 16 et 17) (5).

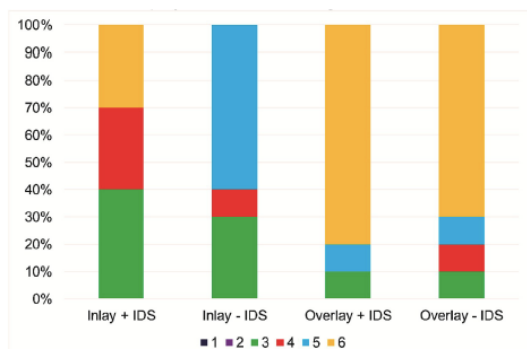


Figure 15: Mode de fracture (1 : fracture de l'émail, 2 : fracture de l'émail et de la dentine, 3 : fracture de la restauration, 4 : fracture de la restauration et de l'émail, 5 : fracture de la restauration, de l'émail et de la dentine, 6 : fracture radulaire) selon le type de RPC et la réalisation de l'IDS (5)

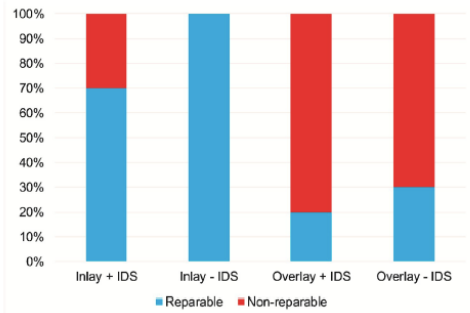


Figure 16: Possibilité de reprise de la fracture selon le type de RPC et la réalisation de l'IDS(5)

L'épaisseur de la céramique est un facteur primordial à prendre en compte dans cet échec. D'après Guess et al (64), il convient de distinguer l'épaisseur de préparation selon le type de RPC. En effet, les onlays à recouvrement palatin ultrafins (0,5mm d'épaisseur) ont une meilleure résistance à la fracture que les onlays « standards » (2mm d'épaisseur). Il remarque que l'épaisseur de la céramique n'a pas d'influence sur la résistance à la fracture de l'overlay. Par contre, la résistance à la fracture des Veenerlay « standards » est supérieure à celle des veenerlays fins et ultrafins.

Concernant les inlays, Masahiro Ona et al. (65) démontrent que l'absorption des contraintes occlusales est dépendante de l'épaisseur de l'inlay mais pas de sa largeur vestibulo-linguale. Le risque d'échec est diminué quand l'épaisseur de l'inlay augmente. Ceci est rejeté par Holberg et al. (69), qui affirme qu'il n'y a pas de corrélation entre la contrainte (ou stress) et l'épaisseur de l'inlay. Le lien entre l'épaisseur de l'inlay et la résistance à la fracture ne fait pas consensus. Cependant la littérature nous montre que la valeur du stress dépend du matériau de l'inlay. En effet, selon les auteurs (62,69), la résistance à la fracture de l'Empress (160MPa) est inférieure à celle de l'e.max (360MPa).

Le risque de fracture des céramiques peut être minoré en réalisant un IDS en amont. En effet, selon Van den Breemer et al. (70) ainsi que Hofsteenge et al. (5), l'IDS améliore la résistance à la fracture des céramiques. Cependant, l'IDS en présence d'une RPC en composite n'a pas d'influence sur la résistance de la pièce prothétique (70).

Une autre approche est de modifier le support de collage (composite versus dentine) afin de diminuer le risque de fracture de la RPC. Or, d'après Salamoni Sinhori et al. (55), il n'y a pas de différences significatives entre coller sur de la dent ou sur du composite, les inlays résistent aux forces de mastication physiologiques. Par contre, selon Guess PC et al (64), la résistance à la fracture des restaurations collées sur l'émail est meilleure que celles collées sur la dentine. Il est donc conseillé de coller sur un maximum d'émail et son absence peut être un contre-indication au collage.

La résistance à la fracture des RPC en céramique est donc importante d'autant plus que la restauration est étendue, en présence d'émail avec réalisation d'une IDS. La contrainte qu'entraîne le taquet occlusal au niveau de la céramique lors de la fonction de mastication (30 à 65MPa) n'entraînerait donc pas de fracture précoce de la céramique (seuil de fracture entre 160 et 360 MPa).

4.3.3. *Décollement*

Le décollement est lié au stress de cisaillement. Plus le stress est élevé, plus le risque d'échec est important. En effet, la concentration de stress peut entraîner la fracture du composite de collage et donc le décollement de la RPC (61). Ce stress est plus important en présence d'une RPC composite comparée à une RPC céramique (68).

D'après Masahiro Ona et al. (65), le stress de cisaillement dans la couche hybride (l'interface) augmente quand :

- la taille (largeur) des RPCs diminue. Selon Masahiro Ona, le stress de cisaillement est d'environ 10MPa pour un inlay de 5mm de largeur et 130 MPa pour une RPC de 1,5mm de largeur.. Donc plus la restauration est large, plus les contraintes de cisaillement se trouvent diminuées ce qui minore le risque de décollement de la pièce prothétique
- l'épaisseur des RPCs augmente. Le stress de cisaillement diminue lorsqu'on favorise l'email comme tissu support du collage.
- le contact occlusal est proche de la limite de la préparation (< 0,3mm). Ainsi il faut éviter les contacts occlusaux au niveau des limites donc si on envisage de mettre un crochet il ne doit pas se situer sur la limite de la RPC

Bottino et al. (71) ont décrit 3 critères permettant de diminuer l'échec adhésif :

- L'ajustage aux parois.

Elle s'obtient par une épaisseur régulière d'agent de liaison entre la RPC et la dent afin d'éviter la rétraction de prise (facteur C) de l'agent de liaison et permettre une répartition homogène des contraintes (72). L'épaisseur doit être de moins 100 microns. D'après Gomes de Carvalho et al. (72), simplifier les designs des préparations avec moins de formes, soit une épaisseur homogène, réduit le risque de décollement, car le stress de tension est réduit dans la couche hybride avec une forme non rétentive. Cela est confirmé par Roman-Rodriguez et al.(73), selon lesquels, la présence de micro-rétentions diminue la force de collage. Il convient de préciser que selon Tokita et al. (74) l'espace de collage (adaptation interne de la pièce) aura une incidence sur la force de collage en fonction du matériau. Le collage d'une céramique en disilicate de lithium est ainsi optimal lorsque l'espace de collage est diminué.

- L'adaptation marginale c'est-à-dire l'ajustage des limites.

Il ne doit pas exister au niveau des limites de sur-contours ou de sous contour sinon il y a une absorption de l'humidité et une usure de l'adhésif. Un hiatus de moins 100 micromètres est acceptable (71,75). Dans le cas contraire, il y aura une dégradation de l'interface chimique (hydrolyse) et/ou mécanique ainsi qu'une accumulation de plaque donc un risque de décollement de la pièce prothétique et de reprise carieuse (75).

- La force de liaison (ou force de collage)

Cette force de liaison est matériau-dépendant. En effet, plusieurs études (69) (71) (76) ont montré que l'adhésion aux substrats dentaires est différente selon les céramiques. La force de collage est ainsi plus importante pour les feldspathiques que pour les céramiques au disilicate de lithium. Par contre, la céramique présente une force de collage moins importante aux substrats dentaires que la résine. Cela peut s'expliquer par le fait que la qualité du collage est liée au potentiel adhésif du matériau constituant la pièce prothétique. Le potentiel adhésif est régi par l'énergie de surface défini par l'état de surface (rugosité) et la mouillabilité (angle de contact). Plus la surface est rugueuse, plus l'angle de contact est faible, meilleur est le potentiel

adhésif de chaque céramique. Un traitement de surface adéquat doit donc permettre de favoriser des liens micromécaniques et chimiques entre la matériau et l'agent de liaison. Pour les céramiques feldspathiques, la force de liaison sera la plus importante car après traitement de surface elles auront le meilleur état de surface avec une grande rugosité et un angle de contact faible. Cela s'explique car la phase vitreuse est plus importante donc l'acide plus agressif. Quant aux résines, en plus des microporosités créent lors du traitement de surface, il existe une véritable liaison chimique puisque l'agent de liaison est de la même famille. On comprend ainsi que la force de liaison est supérieure aux céramiques. (68)

Tableau 6: Forces de liaison selon le matériau (68) (71) (76)

Matériaux	Résine Luva	Résine Vita Enamic	Céramique Vita II	Céramique Emax	Céramique PM9	Céramique VM7
Force de liaison (MPa)	Entre 28,5 et 31,8 (76)	Entre 19,1 et 19,6 (76)	Entre 6,5 et 7,2 (76) Entre 8,2 à 9,7 (68) Environ 10,16 (71)	3,6 à 5,4 pour la Press et 2,2 à 2,6 pour la CFAO(68)	Entre 3,4 à 3,8 (68)	Entre 4 à 4,3(68)

De plus, d'après Koshida et al (77), le risque de décollement est différent selon le type de RPC. L'augmentation du nombre d'interface augmenterait le risque de décollement car le facteur C augmente. Ainsi, un inlay a plus d'interface donc présenterait un plus grand risque de décollement que les autres RPC (tableau 6).

Tableau 6: Force de liaison selon le type de RPC (77)

RPC	Inlay	Onlay	CCM
Force de liaison (MPa)	Entre 4,9 et 5,4 MPa	Entre 5,1 et 5,9 MPa	Entre 6,1 et 7,3 MPa

Le protocole de collage va également avoir une influence sur la qualité du collage. S'il est depuis longtemps démontré que les systèmes M&R sont supérieurs pour le collage sur l'email, il n'existe pas à ce jour de consensus pour le collage sur la dentine. Ainsi, d'après Roman-Rodriguez et al.(73), il n'y a pas de différence significative entre les 2 systèmes adhésifs (SAM et M&R) (tableau 9), les 2 pouvant être recommandés pour le collage de la dentine.

Tableau 8: Force de liaison selon l'adhésif

Adhésif	M&R	SAM	M&R + microrétention	SAM + microrétention :
Force de liaison (MPa)	35MPa	36 MPa	28 MPa	27 MPa

Nous pouvons donc dire que le décollement est essentiellement lié au stress de cisaillement, stress qui peut être réduit en respectant les bonnes pratiques de collage, à savoir respect du protocole de collage, conservation de l'email lors de la préparation et réalisation d'un IDS. De même un ajustage correct de la RPC associé à un choix de matériau adéquat potentialisera le collage.

5. Synthèse

Lors de la conception d'une PAP, nous avons pu observer qu'il convient de tenir compte de la biomécanique de la PAP c'est à dire le respect de la triade de Housset afin de maintenir la stabilité tissulaire lors de la mise en place de la PAP dans la cavité buccale. Cependant des contraintes s'exercent sur les dents supports de crochets lors de l'insertion/désinsertion de la prothèse mais également lors de la fonction de mastication/déglutition.

Lors de l'insertion de la prothèse, les dents subissent une contrainte de 1,4 MPa à 46,4 MPa au niveau de l'émail vestibulaire lorsque le bras rétentif des crochets se loge sous la ligne de plus grand contour coronaire (zones de contre-dépouille). Sachant que la force de compression maximal que supporte l'émail sous contraintes est de 384MPa, le risque de fracture de la couronne dentaire est faible. Il faudra tout de même tenir compte de la forme de la dent, de la friction du crochet et de la flexibilité de ce dernier.

La littérature a également mis en évidence qu'une RPC en céramique pouvait supporter un stress maximum de 360 MPa. Le risque de fracture de la céramique lors de la mise en bouche de la prothèse est donc là aussi extrêmement faible. Nous avons également étudié le risque de décollement de la RPC lors de l'insertion/désinsertion de la PAPM. Ce risque semble faible au vu des forces minimales qu'implique le passage de la LPGCC par le bras de rétention (<50MPa) comparées aux stress de cisaillement entraînant un décollement (130MPa). De plus, le respect des protocoles de collages et de préparations (épaisseur et limites des RPC) potentialisera le collage. Il est tout de même à noter qu'il est important de positionner les éléments de crochet à distance de la limite dent/RPC, notamment le bras de rétention car cela peut être un des facteurs d'échec par décollement au même titre qu'un contact occlusal proche de la limite.

Lors des fonctions de mastication et de déglutition, le stress initié par les contacts occlusaux est transmis à la couronne par le taquet occlusal. Selon son emplacement, ce stress varie de 30 à 65MPa. A partir de cette étude de la littérature, nous pouvons estimer que les contraintes imposées par l'ensemble taquet + onlay à la dent présentent peu de risque de fracturer la dent et ce peu importe le substrat de collage (émail ou dentine). Par contre le risque de fracture de la couronne dentaire est augmenté pour en présence de l'ensemble inlay + taquet, l'inlay étant collé sur de la dentine. Le recouvrement cuspidien ainsi que la conservation de la crête marginale sont donc à privilégier en présence d'une RPC sous taquet occlusal.

La fracture de la céramique lors de la fonction a également été étudiée. On constate que celle-ci peut supporter une force importante (360 MPa), bien supérieure à celle imposée à celle par le taquet du crochet de PAPM (65MPa), bien entendu en respectant les critères d'épaisseur. On constate également qu'une céramique pressée aura une tendance à la fracture plus importante qu'une céramique usinée. Ces céramiques seront donc à privilégier dans les cas de RPC céramique sous taquet occlusal.

Le stress de cisaillement pouvant entraîner un décollement de la RPC à peu de chance de se produire si les critères de la triade de Housset sont respectés

Le stress issu des micro-mouvements initiés par les fonctions de mastication et de déglutition sont en grande partie absorbés par le crochet. Une contrainte trop importante associée à une jonction potence – bras de calage/de réciprocité de section trop faible entrainera une fracture du crochet, sans conséquence pour la couronne dentaire. De même, les micro-mouvements du bras de calage seront compensés par un positionnement correct du bras de réciprocité. Ces micro-mouvements ne peuvent donc pas potentiellement créer des contraintes de cisaillements pouvant entraîner un décollement de la RPC.

Tous ces éléments nous amènent à penser que le respect des étapes de conception de la PAPM (analyse au paralléliseur) associé à un respect des protocoles de préparation pour onlay (décrit plus haut) ainsi qu'une bonne gestion du protocole de collage (IDS + *M&R*) nous permet d'envisager la réalisation d'une RPC support de taquet occlusal de PAPM. Le volume de la restauration sera dépendant de la perte tissulaire mais il est peut-être indiqué de réaliser un recouvrement cuspidien permettant de diminuer les contraintes au niveau de la dent. Qui plus est, cela favorisera le collage par augmentation de la surface d'émail. Enfin, le joint de collage devra se trouver à distance d'un élément du crochet et le bombé vestibulaire devra être optimisé afin de ne pas créer trop de contraintes lors de l'insertion/désinsertion. L'utilisation de céramique usinée plutôt que pressée permettra également de diminuer le risque de fracture suite à la contrainte exercée par le taquet.

6. Conclusion

Lors de la conception d'une PAPM, le praticien peut être amené à changer la morphologie d'une dent, via des coronoplasties ou de la prothèse fixée afin de respecter les critères de la triade de Housset à savoir rétention, sustentation et stabilisation. Ce qui amène parfois à couronner certaines dents à contrario du principe d'économie tissulaire. Or l'essor des restaurations partielles collées constitue une procédure conservatrice comparée à une couronne. Cependant, cette technique est peu employée actuellement en tant que support de crochet de PAPM du fait des craintes de fracture et de décollement de la RPC suites aux contraintes initiées par le crochet.

Avec cette revue de la littérature, nous avons pu mettre en évidence la possibilité d'utiliser les RPC comme support de crochet de PAPM en respectant :

- les principes de conception du châssis (rigidité armature, respect de la Triade de Housset, analyse au paralléliseur, analyse occlusale...),
- les principes de préparation des RPCs (épaisseurs de préparation et préparation minimal invasive),
- les principes de collage des RPCs (M&R et IDS).

De plus, il conviendra d'utiliser des céramiques fabriquées par CFAO ayant un recouvrement cuspidien pour augmenter la résistance à la fracture de la dent et de la céramique et diminuer le stress de cisaillement et donc de décollement.

Toutefois pour valider ces résultats issus de la littérature, il conviendrait :

- D'effectuer des tests en laboratoire supplémentaires comme par exemple des simulations de RPC support de crochet et étude des comportements.
- De réaliser des essais cliniques afin d'observer et quantifier les taux de succès/échecs ainsi que les types d'échecs.

7. BIBLIOGRAPHIE :

1. Kim JJ. Revisiting the Removable Partial Denture. *Dent Clin North Am.* 2019;63(2):263-78.
2. Singla S, Lal J. Removable partial dentures designing: Forces as primary concern. *J Indian Prosthodont Soc.* 2006;6(4):179-84.
3. McCracken WL, Brown DT, McCracken WL. McCracken's removable partial prosthodontics. 12th ed. St. Louis, Mo: Elsevier Mosby; 2011. 385 p.
4. Shibata S, Gondo R, Araújo É, Roesler CRDM, Baratieri LN. Influence of surrounding wall thickness on the fatigue resistance of molars restored with ceramic inlay. *Braz Oral Res.* 2014;28(1):1-8.
5. Hofsteenge JW, Hogeveen F, Cune MS, Gresnigt MMM. Effect of immediate dentine sealing on the aging and fracture strength of lithium disilicate inlays and overlays. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020;110:103906.
6. Wong MT, Calverley MJ, Nagy WW. Removable partial denture framework try-in. *J Prosthet Dent.* 1993;69(4):363-8.
7. Frechette AR. The influences of partial denture design on distribution of force to abutment teeth. *J Prosthet Dent.* 2001;85(6):527-39.
8. LaVere AM. Clasp Retention: The Effects of Five Variables. *J Prosthodont.* 1993;2(2):126-31.
9. de Aquino ARL, Oliveira Barreto A, de Aquino LMM, Ferreira ÂMF, da Fonte Porto Carreiro A. Longitudinal Clinical Evaluation of Undercut Areas and Rest Seats of Abutment Teeth in Removable Partial Denture Treatment. *J Prosthodont.* 2011;20(8):639-42.
10. Knowles LE. The biomechanics of removable partial dentures and its relationship to fixed prosthesis. *J Prosthet Dent.* 1958;8(3):426-30.
11. Maxfield JB, Nicholls JI, Smith DE. The measurement of forces transmitted to abutment teeth of removable partial dentures. *J Prosthet Dent.* 1979;41(2):134-42.
12. Costa MM, da Silva MAMR, Oliveira SAG, Gomes VL, Carvalho PM, Lucas BL. Photoelastic Study of the Support Structures of Distal-Extension Removable Partial Dentures. *J Prosthodont.* 2009;18(7):589-95.
13. L'Alzit FR, Jacob F. Recueil des données : une étape clé dans la réussite du traitement par prothèse amovible partielle à châssis métallique. *Inf Dent.* 2019;101(16):64-72.
14. Miramont E, Orthlieb J. Perte de calage, usure, érosion, migration et DVO. *Réal Clin.* 2013;24(2):105-12.
15. Pimenta M, Araujo F, Marques T, Fonseca P, Correia A. 3D analysis of rest seats in clinical environment. In 2019. p. 75-7.
16. Piirto M, Eerikäinen E, Siirilä HS. Enamel bonding plastic materials in modifying the form of abutment teeth for the better functioning of partial prostheses. *J Oral Rehabil.* 1977;4(1):1-8.
17. Abduo J, Sambrook RJ. Longevity of ceramic onlays: A systematic review. *J Esthet Restor Dent.* 2018;30(3):193-215.
18. Morimoto S, Rebello de Sampaio FBW, Braga MM, Sesma N, Özcan M. Survival Rate of Resin and Ceramic Inlays, Onlays, and Overlays: A Systematic Review and Meta-analysis. *J Dent Res.* 2016;95(9):985-94.
19. Federico Ferraris. Posterior indirect adhesive restorations (PIAR): preparation designs and aesthetics clinical protocol. *Int J Esthet Dent.* 2017;12(4):482-502.
20. Hopp C, Land. Considerations for ceramic inlays in posterior teeth: a review. *Clin*

- Cosmet Investig Dent. 2013;18(5):21-32.
21. Dr Emmanuel D’Incau RZ. Évolution des formes de préparation pour inlays/onlays postérieurs à la mandibule. Réal Clin. 2014;25(4):317-26.
 22. Costa A, Xavier T, Noritomi P, Saavedra G, Borges A. The Influence of Elastic Modulus of Inlay Materials on Stress Distribution and Fracture of Premolars. Oper Dent. 2014;39(4):160-70.
 23. Weinberg LA. Lateral force in relation to the denture base and clasp design. J Prosthet Dent. 1956;6(6):785-800.
 24. Aoda K, Shimamura I, Tahara Y, Sakurai K. Retainer design for unilateral extension base partial removable dental prosthesis by three-dimensional finite element analysis. J Prosthodont Res. 2010;54(2):84-91.
 25. Ogata K, Miyake T, Okunishi M. Longitudinal study on occlusal force distribution in lower distal-extension removable partial dentures with circumferential clasps. J Oral Rehabil. 1992;19(6):585-94.
 26. Ogata K, Ishii A, Nagare I. Longitudinal study on torque transmitted from a denture base to abutment tooth of a distal extension removable partial denture with circumferential clasps. J Oral Rehabil. 1992;19(3):245-52.
 27. Bert T. Cecconi. Removable partial denture abutment tooth movement as affected by inclination of residual ridges and type of loading. J Prosthet Dent. 1971;25(4):375-81.
 28. Muraki H, Wakabayashi N, Park I, Ohyama T. Finite element contact stress analysis of the RPD abutment tooth and periodontal ligament. J Dent. 2004;32(8):659-65.
 29. Yoko Mizuno, Tomoya Gonda, Toshihito Takahashi, Akiko Tomita, Yoshinobu Maeda, Mizuno Y, et al. Root Fracture of Abutment Teeth for Partial Removable Dental Prostheses. Int J Prosthodont. 2016;29(5):461-6.
 30. Kratochvil FJ, Caputo AA. Photoelastic analysis of pressure on teeth and bone supporting removable partial dentures. J Prosthet Dent. 1974;32(1):52-61.
 31. Al-Ghannam NA, Fahmi FM. Effect of direct relining on stresses at the denture base and the metal frame of removable partial dentures. J Contemp Dent Pract. 2005;6(1):037-47.
 32. Browning JD, Jameson WE, Ds D, Stewart CD, McGarrah HE. Effect of positional loading of three removable partial denture clasp assemblies on movement of abutment teeth. J Prosthet Dent. 1986;55(3):347-51.
 33. Milic-Lemic A, Eric J, Radovic K, Elencevski S, Zivkovic R, Tihacek-Sojic L. Stress and strain analyses of removable partial denture abutment tooth in relation to the position of the minor connector. Srp Arh Celok Lek. 2017;145(9-10):452-6.
 34. Mizuuchi W, Yatabe M, Sato M, Nishiyama A, Ohyama T. The effects of loading locations and direct retainers on the movements of the abutment tooth and denture base of removable partial dentures. J Med Dent Sci. 2002;49:11-8.
 35. Igarashi Y, Ogata A, Kuroiwa A, Wang CH. Stress distribution and abutment tooth mobility of distal-extension removable partial dentures with different retainers: an in vivo study. J Oral Rehabil. 1999;26(2):111-6.
 36. ElCharkawi HG, Goodkind RJ, DeLong R, Douglas WH. The effect of the resilient-layer distal-extension partial denture on movement of the abutment teeth: A new methodology. J Prosthet Dent. 1988;60(5):622-30.
 37. Ben-Ur Z, Mijiritsky E, Gorfil C, Brosh T. Stiffness of different designs and cross-sections of maxillary and mandibular major connectors of removable partial dentures. J Prosthet Dent. 1999;81(5):526-32.
 38. Eto M, Wakabayashi N, Ohyama T. Finite Element Analysis of Deflections in Major Connectors for Maxillary RPDs. Int J Prosthodont. 2002;15(5):433-8.
 39. Sandu L, Faur N, Bortun C. Finite element stress analysis and fatigue behavior of cast

- circumferential clasps. *J Prosthet Dent.* 2007;97(1):39-44.
40. Tribst JPM, Dal Piva AM de O, Borges ALS, Araújo RM, da Silva JMF, Bottino MA, et al. Effect of different materials and undercut on the removal force and stress distribution in circumferential clasps during direct retainer action in removable partial dentures. *Dent Mater.* 2020;36(2):179-86.
 41. Sato Y, Tsuga K, Abe Y, Akagawa Y. Finite element analysis of the effect of vertical curvature on half-oval cast clasps. *J Oral Rehabil.* 1999;26(7):554-8.
 42. Feingold GM, Grant AA, Johnson W. The effect of partial denture design on abutment tooth and saddle movement. *J Oral Rehabil.* 1986;13(6):549-57.
 43. Sato Y, Hosokawa R, Tsuga K, Kubo T. The Effects of Buccolingual Width and Position of Occlusal Rest Seats on Load Transmission to the Abutments for Tooth-Supported Removable Partial Dentures. *Int J Prosthodont.* 2001;14(4):340-3.
 44. Tihack L, Lazi V, Rudolf R, Todorovi A. Stress-strain analysis of an abutment tooth with rest seat prepared in a composite restoration. *Mater Tehnol.* 2011;45(6):561-6.
 45. Reed HV. Stress-equalizing removable partial denture. *Quintessence Int.* 1990;21(4):283-7.
 46. DeBoer J. The effects on function of distal-extension removable partial dentures as determined by occlusal rest position. *J Prosthet Dent.* 1988;60(6):693-6.
 47. Kratochvil FJ. Influence of occlusal rest position and clasp design on movement of abutment teeth. *J Prosthet Dent.* 1963;13(1):114-24.
 48. Zarrati S, Bahrami M, Heidari F, Kashani J. Three Dimensional Finite Element Analysis of Distal Abutment Stresses of Removable Partial Dentures with Different Retainer Designs. *J Dent Tehran Univ Med Sci.* 2015;12(6):389-97.
 49. McCartney JW. Motion vector analysis of an abutment for a distal-extension removable partial denture: A pilot study. *J Prosthet Dent.* 1980;43(1):15-21.
 50. Suenaga H, Kubo K, Hosokawa R, Kuriyagawa T, Sasaki K. Effects of Occlusal Rest Design on Pressure Distribution Beneath the Denture Base of a Distal Extension Removable Partial Denture—An In Vivo Study. *Int J Prosthodont.* 2014;27(5):469-71.
 51. Santos MJMC, Freitas MC, Azevedo LM, Santos GC, Navarro MF, Francischone CE, et al. Clinical evaluation of ceramic inlays and onlays fabricated with two systems: 12-year follow-up. *Clin Oral Investig.* 2016;20(7):1683-90.
 52. Santos M, Mondelli R, Navarro M, Francischone C, Rubo J, Santos G. Clinical Evaluation of Ceramic Inlays and Onlays Fabricated With Two Systems: Five-Year Follow-Up. *Oper Dent.* 2013;38(1):3-11.
 53. Beier US, Kapferer I, Burtscher D, Giesinger JM, Dumfahrt H. Clinical Performance of All-Ceramic Inlay and Onlay Restorations in Posterior Teeth. *Int J Prosthodont.* 2012;25(4):395-402.
 54. Vianna ALS de V, Prado CJ do, Bicalho AA, Pereira RA da S, Neves FD das, Soares CJ. Effect of cavity preparation design and ceramic type on the stress distribution, strain and fracture resistance of CAD/CAM onlays in molars. *J Appl Oral Sci.* 2018;26.
 55. Salamoni Sinhori B, Vieira LCC, Baratieri LN. Influence of Preparation Reconstruction on the Compressive Strength of CAD/CAM Ceramic Inlays. *Int J Biomater.* 2019;1-9.
 56. Bajunaid SO, AlSadhan NO, AlBuqmi N, Alghamdi R. Influence of type of final restoration on the fracture resistance and fracture mode of endodontically treated premolars with occluso-mesial cavities. *Saudi Dent J.* 2021;33(6):316-21.
 57. Daher R, Ardu S, Di Bella E, Rocca GT, Feilzer AJ, Krejci I. Fracture strength of non-invasively reinforced MOD cavities on endodontically treated teeth. *Odontology.* 2021;109(2):368-75.

58. Bandéca MC, Malheiros AS, de Jesus Tavarez RR, Firoozmand LM, Silva MB. Overlays or Ceramic Fragments for Tooth Restoration: An Analysis of Fracture Resistance. *J Contemp Dent Pract*. 2014;15(1):56-60.
59. Magne P, Boff LL, Oderich E, Cardoso AC. Computer-Aided-Design/Computer-Assisted-Manufactured Adhesive Restoration of Molars with a Compromised Cusp: Effect of Fiber-Reinforced Immediate Dentin Sealing and Cusp Overlap on Fatigue Strength: Compromised cusp reinforcement. *J Esthet Restor Dent*. 2012;24(2):135-46.
60. Mei ML, Chen YM, Li H, Chu CH. Influence of the indirect restoration design on the fracture resistance: a finite element study. *Biomed Eng OnLine*. 2016;15(1).
61. Yang H, Park C, Shin J-H, Yun K-D, Lim H-P, Park S-W, et al. Stress distribution in premolars restored with inlays or onlays: 3D finite element analysis. *J Adv Prosthodont*. 2018;10(3):184-90.
62. Vianna ALS de V, Prado CJ do, Bicalho AA, Pereira RA da S, Neves FD das, Soares CJ. Effect of cavity preparation design and ceramic type on the stress distribution, strain and fracture resistance of CAD/CAM onlays in molars. *J Appl Oral Sci*. 2018;26.
63. Tekçe N, Pala K, Demirci M, Tuncer S. Influence of different composite materials and cavity preparation designs on the fracture resistance of mesio-occluso-distal inlay restoration. *Dent Mater J*. 2016;35(3):523-31.
64. Guess PC, Schultheis S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations. *J Prosthet Dent*. 2013;110(4):264-73.
65. Masahiro Ona. Influence of Preparation Design on Failure Risks of Ceramic Inlays: A Finite Element Analysis. *J Adhes Dent*. 2011;13(4):367-73.
66. Prechtel A, Stawarczyk B, Hickel R, Edelhoff D, Reymus M. Fracture load of 3D printed PEEK inlays compared with milled ones, direct resin composite fillings, and sound teeth. *Clin Oral Investig*. 2020;24(10):3457-66.
67. Ender A, Bienz S, Mörmann W, Mehl A, Attin T, Stawarczyk B. Marginal adaptation, fracture load and macroscopic failure mode of adhesively luted PMMA-based CAD/CAM inlays. *Dent Mater*. 2016;32(2):22-9.
68. Trindade F, Kleverlaan C, da Silva L, Feilzer A, Cesar P, Bottino M, et al. Ceramic Inlays: Effect of Mechanical Cycling and Ceramic Type on Restoration-dentin Bond Strength. *Oper Dent*. 2016;41(4):102-17.
69. Holberg C, Rudzki-Janson I, Wichelhaus A, Winterhalder P. Ceramic inlays: Is the inlay thickness an important factor influencing the fracture risk? *J Dent*. 2013;41(7):628-35.
70. van den Breemer CRG, Özcan M, Cune MS, van der Giezen R, Kerdiijk W, Gresnigt MMM. Effect of immediate dentine sealing on the fracture strength of lithium disilicate and multiphase resin composite inlay restorations. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017;72:102-9.
71. Bottino M, Campos F, Ramos N, Rippe M, Valandro L, Melo R. Inlays Made From a Hybrid Material: Adaptation and Bond Strengths. *Oper Dent*. 2015;40(3):83-91.
72. Gomes de Carvalho AB, de Andrade GS, Mendes Tribst JP, Grassi EDA, Ausiello P, Saavedra G de SFA, et al. Mechanical Behavior of Different Restorative Materials and Onlay Preparation Designs in Endodontically Treated Molars. *Materials*. 2021;14(8):1923.
73. Roman-Rodriguez J, Agustin-Panadero R, Alonso-Perez-Barquero J, Fons-Font A, Sola-Ruiz M. Shear bond strength of partial coverage restorations to dentin. *J Clin Exp Dent*. 2015;396-9.
74. Tokita C, Maeno M, Nara Y. The effect of space setting values and restorative block materials on the bonding of metal-free CAD/CAM onlay restorations. *Dent Mater J*. 2021;40(4):994-1006.
75. Oz FD, Bolay S. Comparative Evaluation of Marginal Adaptation and Fracture

Strength of Different Ceramic Inlays Produced by CEREC Omnicam and Heat-Pressed Technique. *Int J Dent.* 2018;1-10.

76. Ishii N, Maseki T, Nara Y. Bonding state of metal-free CAD/CAM onlay restoration after cyclic loading with and without immediate dentin sealing. *Dent Mater J.* 2017;36(3):357-67.

77. Koshida S, Maeno M, Nara Y. Effect of differences in the type of restoration and adhesive resin cement system on the bonding of CAD/CAM ceramic restorations. *Dent Mater J.* 2020;39(6):1022-32.

8. ANNEXES

Annexes 1: Tableau récapitulatif de la sélection PRISMA pour la biomécanique de la PAPM

Référence (36)	Objectif	Type d'étude	Nombre de cas / patients suivi	Force PAP-stabilité-distribution	Force crochet et support
3D analysis of rest seats in clinical environment (DOSS)	Déterminer les meilleurs paramètres d'une coronoplastie pour que la fonction taquet, soit respectée	Expérimentale In vitro	17	-	Transfert de la force au taquet, le long de l'axe de la dent et absorbé par le desmodonte si respect des épaisseurs et angles
A finite element evaluation of mechanical function for 3 distal extension partial dental prosthesis designs with a 3-dimensional nonlinear method for modeling soft tissue (Pubmed)	Evaluer les différences fonctionnelles de 3 PAP avec divers design	Comparative Finite element analysis (analyse par modélisation)	3	Le comportement fonctionnel d'une PAP dépend de son design	Le type de crochet influe sur la concentration de forces sur les tissus
Clasp Retention: The Effects of Five Variables (DOSS)	Déterminer la rétention de divers crochets	Expérimentale In vitro	8	-	-
<u>Effect of different materials and undercut on the removal force and stress distribution in circumferential clasps during direct retainer action in removable partial dentures</u>	Evaluer l'effet de matériau et de contre-dépouille sur la force de retrait de la PAP et la distribution des	Comparative Finite element analysis (analyse par modélisation)	-	Les crochets avec le plus grand stress et pouvant créer des dommages sont les rigides, ils	La concentration de stress au niveau du crochet et de l'émail est au bout du crochet de rétention (en vestibulaire) et ce peu importe le matériau et

	contraintes sur les dents piliers			permettent un meilleur maintien de la PAP	la jauge de rétention. Stress de tension de l'émail : 42,1 MPa. Le crochet qui a le plus grand stress est CoCr, au niveau de l'émail aussi 46,4MPa
Effect of direct relining on stresses at the denture base and the metal frame of removable partial dentures (DOSS)	Comprendre l'effet du rebasage sur la transmission des contraintes d'une PAP	Expérimentale In vitro	10	Le stress est partagé entre les piliers de crochets et les tissus de soutien	Quand la PAP est bien adapté (après rebasage) on a moins de mouvements et ainsi moins de contraintes sur les dents piliers
Effect of positional loading of three removable partial denture clasp assemblies on movement of abutment teeth (Pubmed)	Etudier le mouvement de la dent pilier adjacente à l'édentement selon la position des contraintes émises sur la base prothétique, sur les dents artificielles	Expérimentale In vitro	3 (PAP différentes)	La force venant s'exercer sur la crête édentée doit être centrale c'est la moins déstabilisante de la PAP	La force engendrant le moins de mouvement de la dent pilier est centrale
<u>Effects of Occlusal Rest Design on Pressure Distribution Beneath the Denture Base of a Distal Extension Removable Partial Denture—An In Vivo Study</u>	Evaluer la distribution de la pression sous la base prothétique de	Expérimentale In vivo	4	Quand on a un taquet distal (D) et mésial (M) ou juste D pas de grosse	-

	la PAP selon le design du taquet occlusal			différence donc le taquet D a une plus grande influence que le M, où il y a moins de pression sur la crête	
<u>Enamel bonding plastic materials in modifying the form of abutment teeth for the better functioning of partial prostheses</u>	Etude de l'améloplastie additive pour améliorer l'efficacité de la prothèse	Experimentale In vitro	10	Protubérances préfabriquées pourraient être fixé sur la surface de l'émail mordancé à l'acide afin d'augmenter la rétention donc la stabilité	-
<u>Finite Element Analysis of Deflections in Major Connectors for Maxillary RPDs</u>	Analyse de l'effet de diverses armatures sous une charge occlusale	Comparative Finite element analysis (analyse par modélisation)	13	Les forces occlusales sont transmises aux tissus soutien par les taquets, les crochets, les armatures et les bases. Le stress crée par l'armature dépend de la localisation de	-

				la charge, de la flexibilité de l'armature et de la localisation des dents piliers. Les armatures rigides ont les meilleures répartitions des contraintes occlusales	
<u>Finite element analysis of the effect of vertical curvature on half-oval cast clasps</u>	Evaluation du stress et de la rigidité des crochets selon la forme de ce dernier (section, bout du crochet et courbe verticale)	Comparative Finite element analysis (analyse par modélisation)	-	Trop de stress dans le crochet peut entraîner sa déformation ou sa fracture	Le stress est causé par bras rétention et est affecté par 3 facteurs : la forme de la dent, le coefficient de friction et la flexibilité du crochet qui dépend de l'alliage et de la forme du crochet. Le stress augmente et la rigidité diminue quand la courbure verticale augmente
<u>Finite element contact stress analysis of the RPD abutment tooth and periodontal ligament</u>	Déterminer l'influence de la position du taquet occlusal	Comparative Finite element analysis (analyse	-	-	Peu importe que le taquet soit mésial ou distal, il a un rôle indispensable

	de la PAP dans le déplacement de la dent support de crochet et la distribution des contraintes au ligament	par modélisation)			<p>puisque'il permet de rester dans des déplacements physiologiques du ligament (0,35 MPa) et ce que les contraintes soit verticales ou qu'il y ait une composante horizontale.</p> <p>Le max de stress (64,6MPa) se concentre au centre de la coronoplastie pour tous les taquets sauf le mésial quand il y a des mouvements horizontaux, où il est max en contact avec la dent d'à côté. Le stress augmente avec la profondeur de la coronoplastie</p>
Finite element stress analysis and fatigue behavior of cast circumferential clasps (Pubmed)	Evaluer la distribution des contraintes dans un crochet et analyser la fatigue de ce dernier pendant des cycles masticatoires et	Comparative Finite element analysis (analyse par modélisation)	2	Comme une PAP n'est pas fixe elle est sujette à des mouvements lors des fonctions. Ceci entraîne du stress et des	La concentration de stress ainsi que la zone de fracture se situe à la jonction entre le bras et le corps du crochet. Le stress est plus important dans le bras de réciprocité que

	ce pour des prothèses dento (translation) et muco (rotation) portées			déplacements. Les crochets sont conçus pour contrôler ces mouvements. Taux de survie d'un crochet 5,5ans avant la fracture	dans le bras de rétention. Ceci peut s'expliquer par l'élasticité du bras V. On a le plus de mouvements au niveau du bout du bras de rétention
Influence of occlusal rest position and clasp design on movement of abutment teeth (DOSS)	Etude de l'effet de la position du taquet (soit de la rotation de la dent) sur le tissu dur et mou, ainsi que du design du crochet et de sa place sur les tissus durs et mous et enfin l'analyse de la jonction entre les dents et les crêtes édentées	Expérimental In vitro	-	-	Dans le cas d'un édentement terminal, il convient de mettre le taquet en mésial. Cela engendre moins de contraintes et de conséquences secondaires que le taquet distal car la dent bouge du côté où le taquet est placé. Quand le taquet est en mésial la dent de devant fait contre force donc absorbe une partie des contraintes, tandis que quand il est en distal, on a un mouvement postérieur de la dent,

					qui peut entrainer des soucis parodontaux.
Lateral force in relation to the denture base and clasp design (doss)	Analyser la distribution des contraintes selon des design différents de PAP	Comparative	3	Le mouvement de la dent pilier est réduit quand la PAP est en place, cependant, la mobilité d'une dent varie selon le design de la PAP Les forces latérales créent une ligne de rotation qui peut changer de localisation du fait de la conception de la PAP, de la localisation des dents piliers et du site d'application des forces latérales.	Les forces et les mouvements de la dent pilier dépendant du nombre et de la localisation des taquets, du design et de la rigidité des crochets et de l'extension de la base. On a plus de contraintes sur la dent la plus proche de l'édentement. Le fait de mettre des rétentions secondaires permet de diminuer les contraintes latérales sur les crochets.
<u>Longitudinal Clinical Evaluation of Undercut Areas and Rest Seats of Abutment Teeth in Removable Partial Denture Treatment</u>	Comparer l'usure des coronoplasties et des aires de	Observationnelle	193 coronoplasties et 214 aires de contredépouille	Une préparation adéquate des dents support	-

	<p>contre-dépouille des dents support de crochet de la PAP sur 2 ans.</p>		<p>en émail, composite ou amalgame</p>	<p>d'une PAP permet une bonne répartition des charges fonctionnelle, une rétention et une stabilité de la PAP et des tissus. A 2 ans, 92% des préparations sont intactes, pas de différences significatives entre les différents matériaux de préparation des coronoplasties qui sont stables Au niveau des zones de contre-dépouille, l'émail est plus stable que les matériaux de restauration dont seulement</p>	
--	---	--	--	---	--

				20% sont intacts	
<u>Longitudinal study on occlusal force distribution in lower distal-extension removable partial dentures with circumferential clasps.</u>	Etude des changements de distribution des contraintes occlusales des PAPs au cours du temps (pendant 4 mois). On va mesurer les forces appliquées sur les bases et celles transmises au crochet.	Observationnelle	-	Pour les cycles masticatoires (contraintes rapides), la force occlusale devient constante après 1 à 1,5 mois tandis que pour les cycles lents (repos, deglutition) c'est instable. Ainsi la crête et le ligament change lors de l'insertion d'une PAP	Les contraintes sont partagées entre la muqueuse et la dent avec 20 à 30% des forces transmises au crochet lors de la mastication. La force verticale transmise au crochet lors de la mastication a tendance à diminuer après 1 à 1,5 mois d'insertion de la PAP puis devient constant
Longitudinal study on torque transmitted from a denture base to abutment tooth of a distal extension removable partial denture with circumferential clasps (Pubmed)	Etude des forces et du torque exercé sur la dent pilier dans sens vertical et latéral (contraintes maximales et moyennes)	Observationnelle	-	Quand on construit une PAP il faut tenir compte de la force (vecteur) mais également du torque (moment de la force). Le torque vertical	-

				diminue et devient constant au bout 1 à 1,5 mois après l'insertion PAP	
Motion vector analysis of an abutment for a distal-extension removable partial denture: a pilot study (Pubmed)	Etude de l'effet des diverses positions des taquets et des différents design des crochets sur le mouvement de la dent support quand une PAP est sujette à des forces verticales.	Etude pilote In vivo	1	-	Pas de différences significatives entre les designs. La localisation et la conception du crochet qui ont un effet sur la direction et l'amplitude de la force et donc sur le mouvement de la dent pilier On a moins de contraintes quand le taquet est M et une meilleure répartition quand on est du même côté d'application de la force
Photoelastic analysis of pressure on teeth and bone supporting removable partial dentures (DOSS)	Comparer la direction et l'amplitude des forces sur les dents et l'os lors de la fonction avant	Observationnelle	-	Un ajustement du métal avec la dent est nécessaire pour minimiser les mouvements	La majorité des forces sur la dent pilier est exercée par le taquet. Le fait d'utiliser un taquet antérieur permet que la force soit délivrée en mésial

	<p>et après l'ajustage de la PAP. Déterminer comment se transmet la force.</p>			<p>de bascule et serrage. Il permet également de contrôler les forces, sinon on aura d'importantes contraintes de pression</p>	<p>de la dent ainsi elle a tendance à basculer en avant, on a un maintien du contact avec les dents antérieures adjacentes et ainsi on gagne en stabilisation</p>
<p><u>Photoelastic Study of the Support Structures of Distal-Extension Removable Partial Dentures</u></p>	<p>On va analyser la meilleure distribution des forces selon différents crochets</p>	<p>Comparative</p>	<p>15</p>	<p>Les tissus mous donnent une liberté de mouvement à la selle 13 fois plus grande que les durs ce qui entraîne l'apparition de stress autour de la dent pilier et au niveau de l'os. Pour l'ensemble des crochets on a une meilleure distribution pour une selle longue et des forces uniformes.</p>	<p>Dans le cas d'un édentement terminal une liaison rigide entre la selle et la dent entraîne des forces latérales sur la dent</p>

				L'ajustage occlusale influe sur la dissipation des contraintes	
Removable partial denture abutment tooth movement as affected by inclination of residual ridges and type of loading (DOSS)	Clarifier l'effet de l'inclinaison de la crête et du type de force (uni ou bi-latéral) sur le mouvement de la dent pilier	Expérimental In vitro (test en laboratoire)	2	La hauteur verticale de la crête résiduelle aide à réduire la quantité de mouvement de la dent pilier et l'inclinaison de la crête affecte le mouvement de la dent L'indication de force bilatérale est plus favorable que les unilatérales	Le mouvement de la dent est plus acceptable du côté opposé au côté d'application de la force que du même côté
<u>Removable partial dentures designing: Forces as primary concern</u>	Concevoir une prothèse qui isolera des contraintes (vertical, horizontale et de rotation) lors de la fonction	Revue littéraire	-	La force verticale soulève et enfonce la prothèse dans les tissus. La différence de transmission des contraintes est due à la	-

				différence de résilience entre tissus durs et mous. La résistance se fait avec un contact intime des tissus de la PAP via les surfaces en opposition et avec les crochets. La force horizontale entraîne des mouvements latéraux et antéro-postérieur de la PAP. La résistance se fait avec l'adaptation de la base, l'armature et les éléments rigides des crochets.	
Removable partial denture framework try-in (Pubmed)	Analyse des étapes de vérification de	Revue littéraire	-	Le succès de la PAP dépend de son ajustage et	-

	la réalisation correcte du châssis d'une PAP			de son adaptation avec les tissus oraux	
<u>Retainer design for unilateral extension base partial removable dental prosthesis by three-dimensional finite element analysis</u>	Evaluer l'effet de différents crochets sur la distribution des forces sur la dent support de crochet et sur le déplacement de la selle prothétique	Comparative Finite element analysis (analyse par modélisation)	3	-	On a plus de déplacement (soit moins de stabilité de la prothèse) quand on a moins de contraintes sur la dent pilier. Mais on ne pourra pas avoir une distribution correcte des contraintes sans une prothèse stable donc on va prioriser la stabilité à la dissipation du stress que l'on pourra diminuer avec des appuis secondaires.
<u>Root Fracture of Abutment Teeth for Partial Removable Dental Prostheses</u>	Analyser les facteurs affectant la répartition des contraintes sur une dents support de crochets	Comparative Finite element analysis (analyse par modélisation)	4	Le stress augmente avec un manque d'ajustage entre base et crête	Les contraintes dans la racine sont mieux distribuées avec une reconstitution résineuse que métallique et avec un taquet mésial qu'avec un distal. Le stress augmente avec le décollement de la

					reconstitution sur la dent pilier
Stiffness of different designs and cross-sections of maxillary and mandibular major connectors of removable partial dentures (Pubmed)	Etudier la rigidité de diverses armatures	Comparatif	5	La rigidité est importante car elle influence la distribution des contraintes au niveau des tissus de soutien. Il faut ainsi une armature rigide et non flexible.	-
Stress-equalizing removable partial denture (DOSS)	Proposer un design de PAP pour améliorer le pronostic des tissus soutien et de la PAP	Revue littéraire	-	Principes de conception : usage de surface de guidage, de crochet avec un bras de réciprocité et des taquets, ajustage de la base, armature rigide	-
Stress-strain analysis of an abutment tooth with rest seat prepared in a composite restoration (DOSS)	Analyser la répartition des contraintes sur une dent pilier dont la coronoplastie occlusale a été	Comparative Finite element analysis (analyse par modélisation)	2	-	La concentration de stress est grande au niveau du point d'application de force puis il se dissipe a/n occluso-gingival.

	préparée dans du composite et comparer au comportement biomécanique d'une dent intacte				La dent intacte a une zone de stress plus large que celle restaurée, ceci peut s'expliquer par la rigidité de l'émail. De plus, le composite absorbe le stress et réduit les contraintes dans la structure dentaire. Globalement la distribution des forces sur la dent restaurée est la même que sur l'intacte mais pas localement. En effet, le stress se concentre au niveau occlusal pour la dent intacte alors qu'il est au plancher de la coronoplastie pour la dent préparée.
Stress and strain analyses of removable partial denture abutment tooth in relation to the position of the minor connector (DOSS)	Donner l'angle optimal entre le taquet et la potence pour une distribution efficace des contraintes	Comparative Finite element analysis (analyse par modélisation)	3	Une force émise sur un côté de la PAP est distribuée à l'autre côté et dissipée à tous les tissus de soutien.	Les forces occlusales sont distribuées à la dent via le taquet du crochet. Si ces forces ne sont pas absorbées parallèlement à l'axe de la dent support on a un stress qui se crée. On a plus de stress

				Il convient d'exercer la force au milieu de la sangle et non à la fin, pour une dissipation plus homogène des contraintes	quand l'angle est supérieur à 90°, et en on a moins quand l'angle est inférieur à 90°.
<u>Stress distribution and abutment tooth mobility of distal-extension removable partial dentures with different retainers: an in vivo study</u>	Comparer différents crochets en mesurant les forces de cisaillement de la base et la mobilité de la dent pilier	Comparative In vivo	3	Le taux de cisaillement (taux de force occlusal transmis à la crête) est plus faible pour attachement (13-26%), puis Ackers (29-51%) et enfin pour le crochet façonné (51-66%). Quand la force occlusale augmente le taux de cisaillement augmente	Au niveau de la dent pilier, plus les connexions sont rigides moins on a de mobilité. Mais les contraintes sur cette dent augmentent de façon contraire à la mobilité. Plus c'est rigide plus il y a du stress (Attachement : 80% > Ackers : 58% > Façonné : 40%) sur la dent soutien
<u>The Effects of Buccolingual Width and Position of Occlusal Rest Seats on Load Transmission to</u>	Savoir quel est la largeur correcte et la	Analyse géométrique	4	-	Parmi toutes les combinaisons, le taquet large plutôt en

<u>the Abutments for Tooth-Supported Removable Partial Dentures</u>	meilleure position pour le taquet occlusal pour une distribution optimale des contraintes aux tissus soutien				vestibulaire a de meilleurs résultats dans la dissipation des contraintes que les autres
The effects of loading locations and direct retainers on the movements of the abutment tooth and denture base of removable partial dentures (Pubmed)	Evaluer le degré et la quantité de mouvement de la dent pilier et de la base selon le crochet et la position de la force	Expérimentale In vitro	2	La position de la force influence l'amplitude et la direction du mouvement de la dent pilier et de la base	Le type de crochet influence plus sur l'amplitude que sur la direction du mouvement Le déplacement distal de la dent est moins important avec un taquet mésial qu'avec un distal Quand la force est linguale ou postérieure on a plus de déplacement distal de la dent pilier
The effect of partial denture design on abutment tooth and saddle movemen	Comparer l'effet de divers crochets sur les tissus soutien et évaluer l'effet de la position du taquet sur la dent pilier	Expérimentale In vitro	7	-	Les contraintes émises sur la selle sont transmises par le taquet et les éléments du crochet à la crête et à la dent pilier. Tous les éléments du crochet transmettent des contraintes

					Le crochet produisant le moins de mouvement de la dent pilier, le plus stable est celui avec de lignes guide et un taquet mésial
The effect of the resilient-layer distal-extension partial denture on movement of the abutment teeth: a new methodology (Pubmed)	Enregistrer et analyser les forces occlusales et leur effet sur les 3 axes de la dent et on va évaluer l'effet de la couche élastique sur la dent pilier	Expérimentale In vitro	3	Les forces fonctionnelles sont transmises aux tissus sous-jacent par la base prothétique et la dent pilier.	La couche élastique réduit le mouvement de la dent pilier, les micro-contraintes à l'alvéole de la dent pilier et le stress de la selle (contraintes à la crête) car le matériel élastique absorbe une partie des forces induites
The effects on function of distal-extension removable partial dentures as determined by occlusal rest position (DOSS)	Proposer des alternatives pour améliorer la stabilité prothétique et le pronostic de la PAP selon la position du taquet	Revue littéraire	-	-	Le taquet mésial permet effectivement la réduction des contraintes sur la dent pilier mais il n'est pas utilisable dans toutes les situations. Toutefois pour réduire le traumatisme occlusal sur la dent pilier quand on utilisera un taquet distal il conviendra

					d'ajouter des rétentions secondaires
<u>Three Dimensional Finite Element Analysis of Distal Abutment Stresses of Removable Partial Dentures with Different Retainer Designs</u>	Comparer la quantité de stress sur une dent pilier isolée avec différente architecture de crochet et sur une non isolée.	Comparative Finite element analysis (analyse par modélisation)	3	-	La deuxième configuration (taquet mésial et distal) dans le cas d'une dent isolée génère moins de contraintes. Toutefois le cas où il y a le moins de contraintes est le 3 ^{ème} ou il n'y a pas de dents isolées.

Annexes 2: Tableau récapitulatif de la sélection PRISMA pour les échecs des RPCs

Référence (29)	Objectif	Type d'étude / Durée	Nombre de cas / patients suivi	Type de restauration/ Matériau	Type d'échec/ Taux de survie
Bonding state of metal-free CAD/CAM onlay restoration after cyclic loading with and without immediate dentin sealing	Examiner l'état de liaison d'onlay après un cycle et avec ou sans IDS Analyse de la force de liaison, de la fiabilité et performance du collage et des modes d'échecs	Etude expérimentale	24 molaires divisées en 2 groupes : -12 avec IDS -12 sans IDS	2 types de résines (Luva et Vita Enamic) et une céramique feldspathique (Vita II) Technique de production : CFAO RPC : onlay	Les forces d'adhérence en micro-tension sont - Résine Luva : 28,5 MPa sans IDS et 31,8MPa avec IDS max - Résine Vita : 19,1 sans et 19,6 avec IDS - Céramique Vita : 6,5 sans et 7,2 avec IDS IDS améliore la force de collage interne mais également la fiabilité du collage des onlays. En effet, les restaurations avec IDS ont besoin d'un plus grand stress pour se décoller que celles sans. Pour qu'il y ait 90% d'échec il faut une force de 31 MPa pour Luva sans IDS et 39MPa avec, pour la résine Vita 19,9MPa sans et 18,2 MPa avec

					<p>IDS et pour la céramique 5,8MPa sans et 6,6MPa avec</p> <p>Le collage des onlays en composite est plus efficace que ceux en céramique mais les 2 ont une bonne force de collage</p> <p>On a plus de fracture mixte (qui survient dans la couche adhésive et a l'interface) que de cohésive (dans la colle) ou a interface</p>
Ceramic inlays: Effect of mechanical cycling and ceramic type on restoration-dentin bond strength	<p>Evaluer la force de liaison entre la dentine et 5 céramiques différentes avec ou sans cycle mécanique.</p> <p>On va tester la force de microtension (collage), les modes d'échecs, l'état de surface et la mouillabilité (angle de contact)</p>	Etude expérimentale	100 dents divisées en 10 groupes selon le type de céramiques	<p>Céramique : Emax/Vitamark II/ PM9/ VM7</p> <p>Technique de production : CFAO ou pressée</p> <p>RPC : inlay</p>	<p>L'échec le plus courant est le décollement entre l'agent de liaison et la céramique, il est le plus présent pour e.max CAD qui a la force de collage la plus faible. Dans l'ordre croissant, les forces de liaison sont : Vitamark II avec 8,95MPa en moyenne, Emax Press 4,5MPa, VM7 4,15MPa, PM9 3,6MPa et Emax</p>

	de chaque céramique				CFAO 2,4MPa en moy Les fractures cohésives dans la céramique sont surtout pour VM7, PM9 et e.max Press du fait de leur technique de préparation. En effet du fait de leur mode de prep on a des défauts internes qui sont capable d'entraîner la fracture de la céramique
<u>Ceramic inlays: Is the inlay thickness an important factor influencing the fracture risk?</u>	Analyser biomécaniquement la corrélation entre l'épaisseur de l'inlay en céramique et le stress principal	Etude comparative Finite element analysis (analyse par modélisation)	14 inlay en céramique sur la première molaire mandibulaire gauche	Céramique : e.max ou empres Technique de préparation : épaisseur de 0.7 à 2.0 mm RPC : inlay	Le stress a une médiane de 20,7 à 22,1MPa sur e.max et 27,6 à 29,2MPa sur empres. Une moyenne de 33 à 34,6MPa pour e.max et 41,7 à 43,1 MPa pour empres On n'a pas de corrélation entre le stress principal et l'épaisseur de l'inlay. La valeur du stress dépend du matériau de l'inlay et on en a moins dans e.max. on

					a une force de fracture de 360MPa pour emax et de 160MPa pour empress
Clinical evaluation of ceramic inlays and onlays fabricated with two systems: Five-year follow-up	Evaluer les RPC en céramique sur 5ans	Etude observationnelle avec une évaluation clinique sur 5 ans	86 RPC sur 35 patients au début de l'étude. Après 5 ans, 26 patients sont évalués soit 62 RPC	Céramique : Duceram ou IPS Empress Technique de production : frittée ou pressée RPC : inlay et onlay	Taux de succès de 87%
<u>Clinical evaluation of ceramic inlays and onlays fabricated with two systems: 12-year follow-up</u>	Evaluer les RPC en céramique sur 12ans	Etude observationnelle avec une évaluation clinique sur 12 ans	86 RPC sur 35 patients au début de l'étude. Après 12 ans, 22 patients sont évalués soit 48 RPC	Céramique : Duceram ou IPS Empress Technique de production : frittée ou pressée RPC : inlay et onlay	Dans les essais cliniques, les échecs les plus répertoriés sont la fracture et la dégradation de l'interface avec l'usure de l'adhésif On a un taux de survie de 93 à 98% à 5 ans et de 64 à 95% à 8 ans pour RPC en IPS Empress.
<u>Clinical Performance of All-Ceramic Inlay and Onlay Restorations in Posterior Teeth</u>	Evaluer la performance clinique et la longévité des RPC postérieures	Etude observationnelle rétrospective	On a 120 patients, 547 restaurations	Céramique feldspathique RPC : 213 onlay, 38 inlay 1F, 141 inlay 2F, 155	On a un taux de survie pour onlay et inlay respectivement de 98.9% et 98.9% pour 5ans, 92.4% et 96.8% pour 10ans, enfin

				inlay 3F	92.4% and 89.6% pour 12ans Le pb le plus commun est la fracture de la céramique avec 27 échec (fracture, crack ou chipping).
Comparative Evaluation of Marginal Adaptation and Fracture Strength of Different Ceramic Inlays Produced by CEREC Omnicam and Heat-Pressed Technique	Evaluer l'adaptation marginale et la force de fracture pour 4 céramiques différentes avec des techniques de production diverses	Etude observationnelle in vitro comparative	75 molaires mandibulaires divisées en 5 groupes	Céramiques : Emax, Empress, Luva Technique de production : CFAO ou pressée RPC : inlay	<ul style="list-style-type: none"> - Intacte, force de fracture 3959N - Emax CFAO, hiatus de 33,53 microm, force de fracture 2408N - Luva CFAO, hiatus de 33,77 microm, force de fracture 2206,73N - Empress CFAO, hiatus de 34,23 microm,

					<p>force de fracture 2573,27N</p> <p>- Empress pressée, hiatus de 85,34 microm, force de fracture 2879,53N</p> <p>Inlays fabriqués par CFAO ont une meilleure adaptation marginale que ceux faits par pressé, par contre les forces de fractures sont similaires. La force de fracture est influencé par le module d'élasticité. Ajustage marginal est primordiale pour les RPC afin d'éviter l'usure de l'agent de liaison et l'accumulation de plaque donc la reprise de carie. si on est sous 100micrm c'est acceptable</p>
--	--	--	--	--	--

<p><u>Computer-Aided-Design/Computer-Assisted-Manufactured Adhesive Restoration of Molars with a Compromised Cusp: Effect of Fiber-Reinforced Immediate Dentin Sealing and Cusp Overlap on Fatigue Strength</u></p>	<p>Evaluer la force de fatigue de molaires fêlées restaurées avec des RPC en composite et ayant préalablement eu l'IDS</p>	<p>Etude expérimentale in vitro</p>	<p>40 molaires maxillaires divisées en 4 groupes -inlay avec un renfort en fibre -inlay sans renfort en fibre -onlay avec un renfort en fibre -onlay sans renfort</p>	<p>Composite RPC : inlay et onlay</p>	<p>Les inlays fracturent dans une moyenne de 844N. on a un taux de survie de 10% pour les inlays avec renfort, 30% pour les onlays sans renfort et 50% pour ceux avec. Les onlays augmentent la résistance à la fatigue des molaires compromises La présence du renfort n'améliore pas la force de fracture</p>
<p>Effect of cavity preparation design and ceramic type on the stress distribution, strain and fracture resistance of CAD/CAM onlays in molars</p>	<p>Evaluer l'effet de la préparation et du type de matériau sur la distribution du stress, la fatigue des tissus dentaires, la résistance à la fracture et le mode de fracture d'onlay fait par CFAO sur molaire</p>	<p>Comparative Finite element analysis (analyse par modélisation)</p>	<p>88 RPC testés en 4 groupes</p>	<p>Céramiques : Emax, Empress Technique de préparation : conventionnelle ou conservatrice RPC : onlay</p>	<p>Les principales causes d'échec des RPC en céramique sont la fracture et la déficience marginale Emax a moins de déformation que Empress et donc a une meilleure résistance à la fracture. Selon la cavité, on a une résistance à la fracture entre 2108,6N et 3099,1N pour Emax et 1591,3N et 1794,9N pour Empress. Toutefois les modes</p>

					de fracture sont plus sévères pour Emax On a plus de stress dans la céramique et dans les tissus pour une cavité conventionnelle (avec des box) que pour une minimal invasive (conservatrice). L'épaisseur de la céramique et la préparation de la cavité sont des facteurs clés
Effect of differences in the type of restoration and adhesive resin cement system on the bonding of cad/cam ceramic restorations	Evaluer qualitativement et quantitativement l'influence du type de restauration et de colle sur la liaison des RPC en céramique	Etude expérimentale in vitro	72 molaires mx divisée en : -24 inlay - 24 onlay - 24 couronne Les groupes de 24 divisée en 3 selon la colle	Céramiques : feldspathiques Résine de collage : SuperBond, Calibra Ceram, Panavia V5 RPC : inlay MOD, onlay MOD et CCC	Pour l'inlay la force de collage est entre 4,9MPa et 5,4MPa, pour l'onlay entre 5,1 et 5,9MPa et les CCC entre 6,1 et 7,3MPa. Pour SB la force de collage varie entre 5,4 et 6,1MPa selon la restauration, pour CC entre 4,9 et 6,4MPa et pour P entre 5,2 et 7,3MPa. Inlay a plus de risque d'échecs que les autres et Panavia meilleur.*

					On a mois de risque d'échec avec SB pour un onlay et PV pour une CCC, pour inlay pas de différence significative
Effect of immediate dentine sealing on the aging and fracture strength of lithium disilicate inlays and overlays.	Comparer les forces et les modes de fracture ainsi que la réparabilité de molaires restaurées avec RPC en céramique avec ou sans IDS	Etude expérimentale in vitro	40 molaires divisées en 4 groupes : - inlay avec IDS - inlay sans IDS - overlay avec IDS - overlay sans IDS	Céramique : disilicate de lithium RPC : inlay et overlay	Force de fracture : -1610N inlay avec -1115N inlay sans - 2011N overlay avec - 1837N overlay sans Les dents restaurées avec overlay plus résistantes que celles avec inlay. IDS améliore la résistance à la fracture. Les modes de fractures de l'overlay ne sont pas réversibles (plus destructeur). Les 2 types de RPC résistent aux forces physiologiques.
Effect of immediate dentine sealing on the fracture strength of lithium disilicate and multiphase resin composite inlay restorations	Evaluation de l'effet de l'IDS sur la force de fracture et le type d'échec de 2 types de RPC	Etude expérimentale in vitro	40 molaires divisées en 4 groupes : - e.max sans IDS - e.max avec IDS	Matériaux : céramique disilicate de lithium e.max et résine composite multiphase Lava RPC : inlay	On n'a pas de différence au niveau de l'intégrité marginale mais on a plus de facette d'usure pour la résine. La céramique sans IDS a la force de

			- résine sans IDS - résine avec IDS		fracture la plus faible, donc pour la céramique l'IDS améliore la résistance à la fracture (sans IDS 1358N et avec 2035 N). Pour la résine pas de différence (1702N avec et 1861N sans)
Fracture load of 3D printed PEEK inlays compared with milled ones, direct resin composite fillings, and sound teeth	Analyser la force de fracture, le type de fracture et l'impact de la mastication de molaires restaurées avec des inlays en résine PEEK et comparer a d'autres situations	Etude expérimentale in vitro	112 molaires divisées en 7 groupes de restaurations différentes	-4 types de résines PEEK faites par CFAO - une résine PEEK faite par fraisage - compo direct - dent intacte	Pour les RPC on a la fracture de la dent, pour les composites direct on a la fracture de la restauration et pour la dent intacte on a la fracture des cuspidés Toutes les restaurations ont une forces de fracture supérieur à la physiologie et a la force maximale de mastication
Fracture strength of non-invasively reinforced MOD cavities on endodontically treated teeth	Evaluer la force de fracture et les modes de fracture de différentes restaurations sur des molaires mandibulaires	Etude expérimentale in vitro	60 dents sont séparées en 5 groupe de restaurations différentes	- dent intacte - compo direct - compo direct renforcé par une matrice - inlay en composite	Entre les 5 groupes il n'existe pas de différences significatives de la force de fracture Les RPC ont le plus d'échecs irréversibles

	traitée endodontiquement			- onlay composite en	(91% pour inlay et 100% pour onlay) La moyenne des valeurs de fracture est : - dent intacte 2671N - compo direct 2211N - compo direct renforcé par une matrice : 2386N - inlay en composite 2713N - onlay en composite 2470 N
Influence of different composite materials and cavity preparation designs on the fracture resistance of mesio-occluso-distal inlay restoration	Evaluer la résistance a la fracture d'inlay fait par CFAO selon le type de composite utilisé et le design des cavités	Etude in vitro	120 molaires mandibulaires divisées en 3 groupes puis en 4 sous-groupes	Technique de préparation : sans box, box proximal de 2mm et de 4mm Composite : Estenia, Epricord, Tescera, Cerasmart	Quand on n'a pas de box proximale, la dent intacte (2794N) a une meilleure résistance à la fracture que tous les autres sauf que Estenia (3040N). Par contre quand il y a les box de 2 ou 4mm, il n'y a pas de différence significative entre les différents composites Le design sans box améliore la résistance à la fracture de l'inlay

<p>Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations</p>	<p>Evaluer la résistance à la fracture et ses modes pour des RPC en Emax sur prémolaire avec différentes préparations et épaisseurs</p>	<p>Etude in vitro</p>	<p>144 prémolaires étudiées divisées en 9 groupes</p>	<p>Céramiques : emax Technique de préparation : standard (2mm épaisseur), fin (1mm épaisseur) ou ultrafin (0,5mm épaisseur) RPC : onlay, overlay, veneerlay</p>	<p>La fracture de la céramique est la complication la plus commune Toutes les RPC étudiées survivent au test de fatigue. ONS 837N, ONT 1055N, ONU 1192N, OVS 963N, OVT 1108N, OVU 997N, VS 1361N, VT 1087N, VU 883N Les onlays a recouvrement palatin ultrafins ont une meilleure résistance à la fracture que les standards L'épaisseur de la céramique n'a pas d'influence sur la résistance à la fracture de l'overlay La force de fracture des Veneerlay standards est supérieure à celle des fins et ultrafins Quand la céramique est fine ou ultrafine les fractures sont surtout</p>
---	---	-----------------------	---	---	---

					<p>dans la céramique tandis que quand elle est standard les fractures impactent les tissus dentaires notamment la racine</p> <p>La résistance à la fracture des restaurations collées sur l'émail est meilleure que celles collées sur la dentine</p>
<p><u>Influence of Preparation Design on Failure Risks of Ceramic Inlays: A Finite Element Analysis</u></p>	<p>Etude l'influence des préparations des inlays en céramique sur le risque d'échec</p>	<p>Comparative Finite element analysis (analyse par modélisation)</p>	-	<p>Céramique : feldspathiques</p> <p>Technique de préparation : 1,5/2/3/4/5mm de largeur d'isthme VL et de 1 à 3mm d'épaisseur</p> <p>RPC : inlay</p>	<p>La fracture de la céramique est un des premiers échecs des RPC. On a une flexion du matériau puis une propagation des fêlures</p> <p>Le stress max à la base de l'inlay est constant peu importe la largeur de l'isthme mais diminue quand l'épaisseur de la céramique augmente (80MPa pour 1mm d'épaisseur). Le risque d'échec a la base est diminué quand on augmente l'épaisseur de l'inlay</p>

					<p>Le stress de cisaillement dans la couche hybride (l'interface) augmente quand la largeur de l'inlay diminue ou quand on a un espace de 0,3mm ou moins entre le contact O et la limite de la preparation</p> <p>Plus une céramique est fine moins on a de stress de cisaillement (on colle plus sur émail que sur dentine donc potentiel de collage +) pouvant être à l'origine de la fracture de la céramique</p>
Influence of Preparation Reconstruction on the Compressive Strength of CAD/CAM Ceramic Inlays	Evaluer la force de compression d'inlays en disilicate de lithium selon le substrat sur lesquels ils sont collés	Etude in vitro	30 molaires maxillaires séparées en 3 groupes : -dent non restaurée -inlay collé sur la dentine - inlay collé sur du compo	Céramique : disilicate de lithium RPC : inlay MOD	<p>La dent non restaurée a une meilleure résistance à la fracture que les restaurées.</p> <p>Dent non restaurée 3276,14N, inlay collé sur la dentine 1971,71N et sur du composite 1707,82N. Il n'y a pas de différences</p>

					significatives que ce soit sur de la dent ou du composite, les inlays résistent aux forces de mastication physiologiques. Par contre quand on colle sur du composite les fractures de la dent sont plus sévères
Influence of the indirect restoration design on the fracture resistance: a finite element study.	Evaluer le stress généré sur la dent et sur la RPC en composite par les forces occlusales	Comparative Finite element analysis (analyse par modélisation)	1 modèle informatique avec 5 types de restaurations -inlay de 2mm de largeur -inlay de 3mm de largeur -inlay de 4mm de largeur -onlay de 2mm d'épaisseur -inlay de 3mm d'épaisseur	Composite RPC : inlay et onlay MOD Forces occlusales appliquées ; verticale et obliques	Forces verticales sur la dent -I2 : 67MPa -I3 : 32 MPa -I4 : 29 MPa -O2 : 38 MPa -O3 : 27 MPa Forces obliques sur la dent -I2 : 52MPa -I3 : 114 MPa -I4 : 168 MPa -O2 : 54 MPa -O3 : 55 MPa Forces obliques sur la restauration -I2 : 79MPa -I3 : 120 MPa -I4 : 1740 MPa -O2 : 1400 MPa -O3 : 1170 MPa

					<p>Les onlays réduisent le stress occlusal sur la dentine et on a plus de stress dans inlay que dans la dentine</p> <p>Quand on a une force occlusale oblique, le stress augmente quand la taille de l'inlay augmente</p> <p>Le stress est plus grand quand la force est oblique plutôt que verticale, on a plus de risque de fracture</p>
Influence of type of final restoration on the fracture resistance and fracture mode of endodontically treated premolars with occluso-mesial cavities	Comparer la résistance à la fracture d'une prémolaire restaurée avec 3 types de restaurations	Etude in vitro	60 dents divisées en 4 groupes : -groupe contrôle -restauration direct en composite - inlay en composite -inlay en céramique CFAO	Céramique emax et composite Cavité MOD RPC ; inlay	La résistance à la fracture du groupe contrôle est de 347,36N, du composite direct de 311,77N, de l'inlay en composite 262,87N et de l'inlay en emax 274,16N. Ainsi la résistance à la fracture des prémolaires restaurées avec des RPC est plus faible que celles des dents intactes ou avec des composites directs

					Conserver les crêtes marginales est préférable.
Inlays made from a hybrid material: Adaptation and bond strengths	Evaluer l'ajustage interne, l'adaptation marginale, la force de collage, d'inlay	Etude in vitro	20 dents divisées en 2 groupes : Feldspathique Hybride	Céramique : feldspathique ou en céramique hybride (infiltrée par des polymères) Technique de production : CFAO RPC : inlay	Pour minimiser échec adhésif il faut tenir compte de l'ajustage au paroi (épaisseur de l'agent de liaison de moins de 100 microm), adaptation marginale (au niveau des limites pas de surcontours ou sous contour sinon absorption dh'umidité et dégradation plus rapide) et de la force de collage du matériau (une bonne force de collage entre 5-10 MPa pour les inlays, permet une liaison forte et ainsi moins de dégradation de l'interface. Elle est obtenue par le traitement de surface) L'ajustage des feldspathiques est moins bonne que pour les hybrides mais la force de collage des

					feldspathiques (10,16MPa) est meilleure que celle des hybrides (5,45MPa)
Marginal adaptation, fracture load and macroscopic failure mode of adhesively luted PMMA-based CAD/CAM inlays	Evaluer l'adaptation marginale, la force de fracture et le type d'échec de divers inlays	Etude in vitro	48 molaires divisées en 4 groupes : -inlay en céramique -inlay en polymère collé avec un agent auto-adhésif -inlay en polymère collé avec un agent conventionnel - composite direct	Céramique et polymère Colle classique ou auto-adhésive RPC inlay	A l'interface entre la dent et la colle ont une meilleure adaptation pour la céramique et le polymère collé avec un agent auto-adhésif. Entre la colle et la restauration, l'inlay en polymère collé avec un agent conventionnel a le moins bon ajustage marginal. Il n'y a pas de différences significatives pour la force de fracture au niveau des 4 groupes. On a des résultats similaires pour inlay en céramique et l'inlay en polymère collé avec un agent auto-adhésif. On a plus de fracture de la restauration pour les compo direct et la céramique et plus de

					felure de la dent pour les polymères
Mechanical Behavior of Different Restorative Materials and Onlay Preparation Designs in Endodontically Treated Molars	Evaluer l'effet du design de la cavité d'onlay et du matériau de restauration sur la distribution du stress	Comparative Finite element analysis (analyse par modélisation)	6 modèles de molaires mandibulaires avec 3 design et 2 matériaux	Céramique disilicate de lithium et Nano-céramique Technique de préparation : sans rétention, traditionnel avec isthme et sans RPC : onlay	Dans la restauration et la couche hybride, c'est le design sans rétention qui a la distribution du stress la plus homogène. Donc le design sans rétention a le meilleur comportement mécanique par rapport au traditionnel. Simplifier les design des préparations avec moins de formes, réduit le risque de fracture. On a également moins de risque de décollement car on a moins de stress de tension dans la couche hybride avec une forme non rétentive. On a une répartition du stress meilleur pour le disilicate de lithium dans la structure dentaire et pour la nanocéramique dans

					la restauration et la couche hybride. Dans la restauration 69-110 MPa pour DL et 10-24MPa pour NC. Dans la dent, entre 27 et 33MPa pour DL et 37MPa pour NC
Overlays or ceramic fragments for tooth restoration: an analysis of fracture resistance	Evaluer les modes de fracture et la résistance de RPC en céramique sur des dents postérieures	Etude in vitro	30 molaires divisées en 3 groupes : -molaire non restaurée -molaire restaurée partiellement -molaire restaurée avec un overlay	Céramique feldspathique RPC onlay et overlay	On n'a pas de différences significative dans la résistance à la fracture entre les molaires non restaurées (1046N) et les autres mais on a une différence selon la restauration avec une résistance de 1155N avec la partiellement restaurée et 846,6N pour celle avec overlay. On a des fractures plus sévère pour la restaurée. La préparation minimal de la dent (conservation de tissu) augmente la résistance à la fracture
Shear bond strength of partial coverage restorations to dentin.	Comparer la force de liaison de la dentine avec un	Etude comparative	40 échantillon de RPC divisé en 4 groupes :	Céramique : emax	On n'observe pas de différence significative entre les

	adhésif M&R et avec un SAM et voir si créer des micro-rétentions dans la dentine augmente le potentiel de collage		M&R SAM M&R + microrétention SAM + microrétention	Technique de collage : M&R ou SAM	2 adhésifs donc les 2 peuvent être recommandés pour le collage de la dentine M&R : 35 MPa SAM : 36 MPa M&R + microrétention : 28 MPa SAM + microrétention : 27 MPa Par contre la présence de micro-rétentions diminue la force de collage
<u>Stress distribution in premolars restored with inlays or onlays: 3D finite element analysis</u>	Analyser la distribution du stress sur des PM restaurées avec des RPC	Comparative Finite element analysis (analyse par modélisation)	4 groupes : Inlay O Inlay MO Inlay MOD Onlay	Or, composite et céramique RPC : inlay de 3 types et onlay	La concentration de stress peut être associée à des échecs tels que la fracture dentaire, la fracture de la restauration ou encore la fracture du ciment avec un décollement Le stress Von Mises maximal généré dans le dent pilier est le plus bas sur onlay (10 fois moins que sur les inlays) : Inlay O : 260,3 à 260,7MPa

					<p>Inlay MO : 252,1 à 262,4MPa Inlay MOD : 281,4 à 298,8 MPa Onlay : 26,1 à 26,8MPa Ce même stress est rangé dans ordre croissant : or < céramique < composite</p>
<p>The effect of space setting values and restorative block materials on the bonding of metal-free CAD/CAM onlay restoration</p>	<p>Examination qualitative et quantitative de la valeur de l'espace pour la colle et du matériau de restauration dans le collage des RPC</p>	<p>Etude in vitro</p>	<p>72 cavités d'onlay sur des molaires divisées en 9 groupes selon que l'espace de collage soit augmenté, standard ou diminué et en fonction des 3 matériaux</p>	<p>Résine, disilicate de lithium et feldspathiques RPC : onlay MODV</p>	<p>L'effet de l'espace de collage sur la force de collage varie selon le matériau. Les caractéristiques du collage ne change pas selon l'espace de collage pour la résine. Le collage du disilicate est meilleur quand l'espace est diminué et du feldspathique quand il est augmenté. La durabilité du collage de la résine et du disilicate de lithium est meilleure que pour les feldspathiques.</p>

Vu, Le Président du Jury,
Date, Signature :

Vu, la Directrice de l'UFR des Sciences Odontologiques,
Date, Signature :

Vu, le Président de l'Université de Bordeaux,
Date, Signature :

Collège des Sciences de la Santé

UFR des Sciences Odontologiques

Serment

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

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

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

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

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

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



Titre : Comportement biomécanique des Restaurations Partielles Collées (RPC) sur des dents support de crochets en Prothèse Amovible Partielle Métallique (PAPM)

Résumé :

La prothèse amovible partielle métallique (PAPM) implique l'obligation de coronoplasties afin d'assurer l'équilibre prothétique. Ainsi, nous sommes parfois amenés à couronner des dents pour assurer leur fonction de support de crochet. Cependant, la réalisation d'une couronne implique une perte tissulaire majeure, qui pourrait être évitée par la réalisation d'une restauration partielle collée (RPC). Mais ces restaurations peuvent-elles supporter les contraintes d'un taquet occlusal ?

Dans la littérature il n'existe pas de données concernant cette problématique. C'est pourquoi nous chercherons à déterminer, via une revue de littérature, le comportement biomécanique des RPCs sur des dents support de crochets en PAPM. Pour cela, nous déterminerons les contraintes que subissent une dent support de crochet ainsi que les facteurs d'échecs des RPCs, notamment les contraintes qu'elles peuvent supporter. Nous pourrions alors à déterminer si les contraintes imposées par la PAPM peuvent entraîner des échecs précoces des RPCs.

Le respect des règles de conception du châssis évite que les contraintes subies par les dents support de crochet soit supérieures aux limites physiologiques que peuvent supporter les tissus dentaires, lors de l'insertion de la prothèse et de sa fonction. Ces contraintes ne seront pas à l'origine de fracture et du décollement des RPCs en céramique si les protocoles (épaisseur, recouvrement, IDS, crochet à distance des limites...) de mise en œuvre sont également respectés.

Ainsi, le respect de tous ces paramètres nous permettrait d'envisager la réalisation d'une RPC support de crochet de PAPM.

Mots clés : Restaurations Partielles Collées, Prothèse Amovible Partielle Métallique, Crochet, Equilibre prothétique, Contraintes/Stress, Fracture, Décollement

Title : Biomechanical behavior of Bonded Partial Restoration on teeth supporting clasps in Partial Removable Denture

Abstract :

Removable partial denture (RPD) implies the obligation of coronoplasty in order to ensure the prosthetic balance. Thus, we sometimes have to crown teeth to ensure their function of support of clasps. However, the implementation of a crown implies a major tissue loss, which could be avoided by the realization of a partial bonded restoration (PBR). In these circumstances, can these restorations withstand the strength of an occlusal rest?

There are no data concerning this problem in the literature. Therefore, we will try to determine via a review, the biomechanical behaviour of PBR on teeth supporting RPD clasps. For that, we will determine the strength undergoing by a tooth support of clasps, as well as the factors leading to the failure of the PBR, in particular the force they can support. We will then have to determine if the strength imposed by the RPD can lead to early failures of PBR.

The respect of the prosthesis design rules avoids that the strength undergone by teeth supporting clasp are higher than the physiological limits that the dental tissues can support, during the insertion of the prosthesis and its function. These strength will not induce fracture and debonding of the ceramic PBR if protocols of implementation (thickness, overlap, IDS, clasps at a distance from the limits...) are also respected.

Thus, the respect of all these parameters would allow us to consider the realization of a RPD clasp-supporting BPR.

Keywords : Partial Bonded Restoration, Removable Partial Denture, Clasps, Prosthetic balance, Strength/stress, Fracture, Debonding