



HAL
open science

Impact du choix du matériau infra-gingival en prothèse supra-implantaire unitaire : revue systématique de la Littérature

David Memmi

► To cite this version:

David Memmi. Impact du choix du matériau infra-gingival en prothèse supra-implantaire unitaire : revue systématique de la Littérature. Sciences du Vivant [q-bio]. 2024. dumas-04638884

HAL Id: dumas-04638884

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-04638884v1>

Submitted on 8 Jul 2024

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

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



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

AVERTISSEMENT

Cette thèse d'exercice est le fruit d'un travail approuvé par le jury de soutenance et réalisé dans le but d'obtenir le diplôme d'État de docteur en chirurgie dentaire. Ce document est mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt toute poursuite pénale.

Code de la Propriété Intellectuelle. Articles L 122.4

Code de la Propriété Intellectuelle. Articles L 335.2 - L 335.10



UNIVERSITÉ PARIS CITÉ

FACULTÉ DE SANTÉ

UFR D'ODONTOLOGIE

Année 2024

N° D018

THÈSE

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le : 11 janvier 2024

Par

David MEMMI

L'impact du choix du matériau infra-gingival en prothèse supra-implantaire unitaire : revue systématique de la littérature

Dirigée par M. le Docteur Victor Martiano

co-dirigée par Mme le Docteur Hélène Citterio

JURY

M. le Professeur Jean-François Nguyen

Président

Mme le Docteur Hélène Citterio

Assesseur

Mme le Docteur Marie-Joséphine Crenn

Assesseur

M. le Docteur Victor Martiano

Assesseur

Mme le Docteur Salomé Mascarell

Invité



L'auteur s'engage à respecter les droits des tiers, et notamment les droits de propriété intellectuelle. Dans l'hypothèse où la thèse d'exercice comporterait des éléments protégés par un droit quelconque, l'auteur doit solliciter les autorisations nécessaires à leur utilisation, leur reproduction et leur représentation, auprès du ou des titulaires des droits. Le droit de citations doit s'exercer avec rigueur et discernement. Certaines citations peuvent comporter un extrait textuel de la source. Cet extrait textuel doit être relativement court (une quinzaine de lignes tout au plus), mis entre guillemets ou clairement séparé du corps du texte et bien évidemment référencé en citation. En ce qui concerne la citation sans extrait textuel (mention d'idées ou concepts originaux, données chiffrées, figures, etc.), il faut également en citer la source. Toute figure, tableau, graphique reproduit doit également être accompagné de la citation de la source. L'auteur est responsable du contenu de sa thèse d'exercice. Il garantit l'Université contre tout recours. Elle ne pourra en aucun cas être tenue responsable de l'atteinte aux droits d'un tiers.

David MEMMI

Tableau des enseignants de l'UFR d'Odontologie

DÉPARTEMENTS	DISCIPLINES	PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS	MAÎTRES DE CONFÉRENCES
1. DÉVELOPPEMENT, CROISSANCE ET PRÉVENTION	ODONTOLOGIE PÉDIATRIQUE	Mme M. AUJAY DE LA DURE-MOLLA Mme É. DURSUN Mme S. VITAL	M. P.-J. BERAT (MCU associé) Mme A.-L. BONNET M. F. COURSON Mme A. VANDERZWALM
	ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE	Mme E. LE NORCY	M. G. DOT M. C. DUNGLAS M. P. GARREC Mme A. KAMOOUN Mme B. VI-FANE
	PRÉVENTION, ÉPIDÉMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ ET ODONTOLOGIE LÉGALE	Mme S. AZOGUI-LEVY M. P. PIRNAY	Mme A. GERMA Mme V. SMAÏL-FAUGERON Mme A. TENENBAUM
2. CHIRURGIE ORALE, PARODONTOLOGIE, BIOLOGIE ORALE	PARODONTOLOGIE	Mme F. ANAGNOSTOU M. M. BIOSSE DUPLAN Mme M. C. CARRA Mme M.-L. COLOMBIER Mme M. GOSSET	M. A. BRUN M. D. GUEZ M. S. KERNER
	CHIRURGIE ORALE	Mme G. LESCAILLE M. L. MAMAN Mme L. RADOÏ M. N. MOREAU	Mme V. BAAROUN M. B. COURRIER Mme A.-L. EJEIL M. F. FERRÉ M. F. GAULTIER M. T. NGUYEN Mme J. ROCHEFORT M. L. SICARD Mme I. TAÏHI M. H. TARRAGANO
	BIOLOGIE ORALE	Mme C. BARDET (PU) Mme A. BERDAL Mme C. CHAUSSAIN M. V. DESCROIX M. B. FOURNIER M. B. GOGLY Mme S. SÉGUIER	Mme C. ANDRIQUE (MCU associée) M. C.-D. ARRETO M. J. BOUCHET (MCF) Mme H. CHARDIN M. P. COLLIN Mme M.-H. COTTET Mme A. COUDERT (MCF) Mme C. GORIN Mme S. HOUARI-MEJRI Mme J. ISAAC (MCF) M. O. LE MAY M. G. LIGNON (MCU associé) M. A. NASSIF Mme N. NOWWAROTE (MCU associé) M. B. PAIVA DOS SANTOS (MCF)
3. RÉHABILITATION ORALE (DÉBUT)	DENTISTERIE RESTAURATRICE ENDODONTIE	Mme T. BOUKPESSI M. P. COLON Mme C. GAUCHER	Mme F. BERÈS Mme C. BESNAULT Mme A.-M. COLLIGNON M. F. DECUP Mme A. HARTMANN Mme K. JEDEON M. G. KUHN Mme C. MESGOUÉZ-MENEZ Mme C. MOCQUOT Mme N. PRADELLE PLASSE Mme M. ZANINI

DÉPARTEMENTS	DISCIPLINES	PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS	MAÎTRES DE CONFÉRENCES
3. RÉHABILITATION ORALE (SUITE)	PROTHÈSES	Mme M.-V. BERTERETCHE Mme A. BRAUD M. O. FROMENTIN M. C. RIGNON-BRET M. B. TAVERNIER Mme C. WULFMAN	M. J.-M. CHEYLAN Mme H. CITTERIO Mme M.-J. CRENN M. M. DAAS M. D. DOT M. L. DUPAGNE (MCU associé) M. N. EID M. S. ESCURE Mme I. FOUILLOUX Mme L. FRIEDLANDER M. P. GATEAU M. D. MAURICE M. P. MOULIN M. P. RENAULT Mme É. SARFATI M. J.-E. SOFFER M. P. TRAMBA
	FONCTION-DYSFONCTION, IMAGERIE, BIOMATÉRIAUX	M. Y. BOUCHER Mme L. JORDAN M. J.-F. NGUYEN M. B. SALMON	M. J.-P. ATTAL M. C. AZEVEDO Mme R. BENBELAÏD Mme A. BENOÎT A LA GUILLAUME (MCF) Mme J. BOSCO M. D. BOUTER M. M. CHERRUAU M. R. FELIZARDO M. P. FRANÇOIS Mme F. MANGIONE M. A. PORPORATI (MCU associé) Mme F. TILOTTA
PROFESSEURS ÉMÉRITES		M. P. BOUCHARD Mme M.-L. BOY-LEFÈVRE Mme M. FOLLIGUET Mme M. WOLIKOW M. R. GARCIA M. J.-J. LASFARGUES M. A. LAUTROU M. G. LEVY	M. B. PELLAT Mme A. POLIARD M. J.-L. SAFFAR

Liste mise à jour le 08 décembre 2023

Remerciements

À M. le Professeur Jean-François Nguyen ; Docteur en Chirurgie dentaire ; Ancien Interne des Hôpitaux ; Docteur de l'Université Paris 13 ; Habilité à Diriger des Recherches ; Professeur des Universités, UFR d'Odontologie – Université Paris Cité ; Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris ;

Vous me faites l'honneur de faire partie du jury de cette thèse d'exercice en tant que président. Je vous remercie pour les nombreux cours magistraux que vous avez dispensés lors des premières années de mon cursus, vous qui avez contribué à établir une base de connaissances essentielles dans la pratique de notre métier. C'est avec sincérité que je vous témoigne toute ma reconnaissance pour votre aide précieuse.

À Mme le Docteur Hélène Citterio ; Docteur en Chirurgie dentaire ; Maître de Conférences des Universités, UFR d'Odontologie – Université Paris Cité ; Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris ;

Vous me faites l'honneur de faire partie du jury de cette thèse en tant qu'assesseure et co-directrice de thèse. Vous m'avez permis de comprendre l'essence même de la prothèse fixée en clinique. Vos commentaires précis et pertinents m'ont permis de progresser et, sans vous, je n'aurais pas pu m'épanouir pleinement comme je le fais aujourd'hui avec mes patients. C'est avec sincérité que je vous témoigne toute ma reconnaissance pour votre aide précieuse.

À Mme le Docteur Marie-Joséphine Crenn ; Docteur en Chirurgie dentaire ; Maître de Conférences des Universités, UFR d'Odontologie – Université Paris Cité ; Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris ;

Vous me faites l'honneur de faire partie du jury de cette thèse en tant qu'assesseure. Je vous remercie de m'avoir accordé votre temps à la relecture de ma thèse, j'espère qu'elle a suscité de l'intérêt pour vous. C'est avec sincérité que je vous témoigne toute ma reconnaissance pour votre aide précieuse.

À M. le Docteur Victor Martiano ; Docteur en Chirurgie dentaire ; Chef de Clinique des Universités – Assistant des Hôpitaux, UFR d’Odontologie – Université Paris Cité ;

Tu me fais l’honneur de faire partie du jury de cette thèse en tant qu’assesseur et directeur de thèse. Merci pour ta patience et tes précieux conseils lors de la préparation de cette thèse. Tu as toujours pris le temps de répondre à mes questions, que ce soit en clinique ou pendant la rédaction (même si je frotais le harcèlement par message sur la fin). C’est avec sincérité que je te témoigne toute ma reconnaissance pour ton aide précieuse.

À Mme le Docteur Salomé Mascarell ; Docteur en Chirurgie dentaire ; Chef de Clinique des Universités – Assistant des Hôpitaux, UFR d’Odontologie – Université Paris Cité ;

Tu me fais l’honneur de faire partie du jury de cette thèse en tant qu’invitée. Je sais que tu as contribué aux nombreuses relectures aux cotés de Victor. Je te remercie pour ton temps et ta disponibilité. C’est avec sincérité que je te témoigne toute ma reconnaissance pour ton aide précieuse.

Résumé et indexation en français et anglais

Résumé :

Une rehabilitation implant-prothétique est souvent la solution de choix pour compenser un édentement unitaire. Alors que l'ostéointégration de l'implant a connu de nombreux progrès ces dernières décennies permettant d'obtenir des résultats prédictifs, de nombreux facteurs interviennent sur la pérennité du résultat péri-implantaire. L'enjeu est d'assurer la meilleure connexion tissus mous – prothèse, limiter les complications et tenir compte de l'exigence esthétique du patient. D'un point de vue prothétique, les facteurs à considérer au niveau transgingival sont le matériau, le profil et la hauteur du pilier. Notre travail vise à déterminer si le choix du matériau infra-gingival utilisé a une incidence sur le taux de succès des restaurations implantaire unitaires. Après un rappel sur les caractéristiques de l'espace transgingival implantaire, la réponse à cette question sera élaborée par une revue systématique de la littérature selon le protocole PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic Review and meta-analysis). La question est « la zircone comme matériau transgingival augmente-t-elle la pérennité des restaurations implantaire unitaires ? », l'équation de recherche est : (((implant) AND (abutment)) AND (survival rate)) AND ((zirconia) OR (metal)) AND (single crown).

Discipline ou spécialité :

Prothèses dentaires

Mots clés français (fMeSH et Rameau) :

fMeSH : Piliers dentaires ; Prothèse dentaire implanto-portée

Rameau : Implantologie dentaire ; Prothèses dentaires -- Matériaux

Forme ou Genre :

fMeSH : Dissertation universitaire

Rameau : Thèses et écrits académiques

Title : Impact of the choice of subgingival material in single-unit supraimplant prosthesis : a systematic review of the literature

Abstract :

Implant-prosthetic rehabilitation is often the solution of choice to compensate for single-tooth edentulism. While much progress has been made in implant osseointegration over the last few decades, enabling predictive results to be obtained, many factors influence the durability of the peri-implant result. The challenge is to ensure the best soft tissue-prosthesis connection, limit complications and take into account the patient's aesthetic requirements. From a prosthetic point of view, the factors to be considered at transgingival level are the material, profile and height of the abutment. The aim of our study is to determine whether the choice of subgingival material used has an impact on the success rate of single-tooth implant restorations. Following a review of the characteristics of the implant transgingival space, the answer to this question will be elaborated by a systematic review of the literature according to the PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic Review and meta-analysis) protocol. The question is "Does zirconia as a transgingival material increase the durability of single-tooth implant restorations?", and the search equation is : (((implant) AND (abutment)) AND (survival rate)) AND ((zirconia) OR (metal)) AND (single crown).

Branch or specialty :

Dental Prosthesis

English keywords (MeSH) :

Dental Abutments ; Dental Prosthesis, Implant-Supported

Publication type (MeSH) :

Academic Dissertation

Liste des abréviations

- Al : Alumine
- Au : Or
- MBL : Marginal Bone Loss
- PEEK : Polyether Ether Kétone
- PES / WES : Pink Esthetic Spot / White Esthetic Spot
- PPD : Probing Pocket Depth
- Ti : Titane
- Ti-cp : Titane commercialement pur
- V : Vanadium
- Zr : Zircone

Table des matières

INTRODUCTION	3
1 : RAPPEL SUR L'ESPACE TRANS-GINGIVAL	4
1.1 LES TISSUS MOUS PARODONTAUX	4
1.1.1 Aspect macroscopique.....	4
1.1.2 Aspect microscopique.....	6
1.2 LES TISSUS PERI-IMPLANTAIRES	9
1.2.1 Organisation de la muqueuse péri-implantaire.....	9
1.2.2 La barrière épithéliale.....	11
1.2.3 Le tissu conjonctif péri-implantaire	14
2 : CAHIER DES CHARGES DU PILIER IMPLANTAIRE IDEAL	17
2.1 CRITERE MECANIQUE	17
2.1.1 Position de l'implant.....	17
2.1.2 Inclinaison du pilier.....	18
2.2 CRITERE ESTHETIQUE	18
2.2.1 Santé péri-implantaire.....	18
2.2.2 Gestion du puit occlusal.....	19
2.2.3 Gestion du profil d'émergence	19
2.3 CRITERE BIOLOGIQUE	20
2.3.1 Biocompatibilité du matériau	21
2.3.2 Rôle de la plaque bactérienne	21
2.3.3 Concept du platform-switching	21
2.4 MATERIAUX ELIGIBLES.....	22
2.4.1 Le titane	23
2.4.2 Les alliages non précieux	26
2.4.3 La zircone.....	27
2.4.4 Evolution des céramiques d'infrastructure	32
3 : REVUE SYSTEMATIQUE DE LA LITTERATURE	33
3.1 MATERIELS ET METHODE	33
3.1.1 Objectifs et question de recherche	33
3.1.2 Critères d'éligibilité, d'inclusion et d'exclusion	33
3.1.3 Stratégie de recherche.....	34
3.1.4 Sélection des articles	34

3.1.5 Formulaire de collecte des données.....	35
3.2 RESULTATS	36
3.2.1 Diagramme de flux	36
3.2.2 Caractéristiques générales des articles sélectionnés.....	38
3.2.3 Synthèse des données recueillies.....	39
3.2.4 Analyse du niveau de preuve.....	42
3.3 DISCUSSION DES RESULTATS	43
3.4 LIMITES ET PERSPECTIVES.....	45
CONCLUSION.....	46
BIBLIOGRAPHIE.....	47
TABLE DES FIGURES.....	51
TABLE DES TABLEAUX.....	52
ANNEXES.....	53

Introduction

Parmi les nombreuses avancées de la dentisterie moderne (1) (2), la prothèse supra-implantaire unitaire s'impose comme une option de traitement efficace, reproductible et rapide pour remplacer une dent manquante. Cependant la pérennité et le succès de ces restaurations ne dépend pas uniquement de l'ostéointégration des implants, mais aussi du choix de ses matériaux et des interactions qu'ils vont permettre avec les tissus avoisinants, notamment en infra-gingival (3).

Dans cette quête constante d'amélioration des résultats cliniques, les praticiens se trouvent face à un défi complexe : choisir le matériau idéal qui concilie les exigences esthétiques, mécaniques et biologiques tout en intégrant que chaque situation clinique est unique. L'importance cruciale de cette décision ne réside pas seulement dans la création d'une prothèse fonctionnelle, mais également dans la préservation de l'équilibre dynamique entre les tissus mous et durs environnants (4). Dans un paysage où la diversité des matériaux ne cesse de croître, nous étudierons les matériaux utilisés aujourd'hui en prothèse supra-implantaire unitaire. L'examen critique de ces matériaux vise à fournir un guide pratique pour les praticiens confrontés à des choix complexes au sein de leur pratique quotidienne (5).

L'étude de la littérature scientifique approfondie à travers une revue systématique de la littérature nous permet d'explorer l'ensemble des paramètres évoqués afin de mettre en lumière les matériaux les plus recommandés aujourd'hui. L'objectif est de dégager les tendances actuelles, de voir s'il existe un consensus établi et de souligner les points de divergence qui nécessitent davantage d'attention.

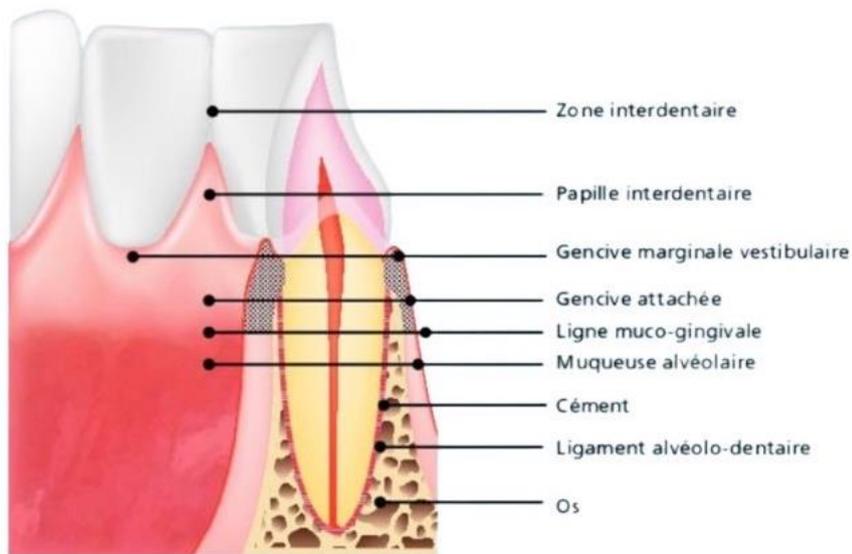
En offrant une perspective élargie, cette thèse aspire à enrichir le dialogue scientifique et à guider les praticiens vers une pratique plus éclairée et contextualisée.

1 : Rappel sur l'espace trans-gingival

1.1 Les tissus mous parodontaux

Afin de mettre en avant les spécificités des tissus mous péri-implantaires, faisons un descriptif des tissus mous parodontaux.

Figure 1 : Représentation schématique des tissus parodontaux



Source : Colombier et al., *Parodontologie*, 2022.

1.1.1 Aspect macroscopique

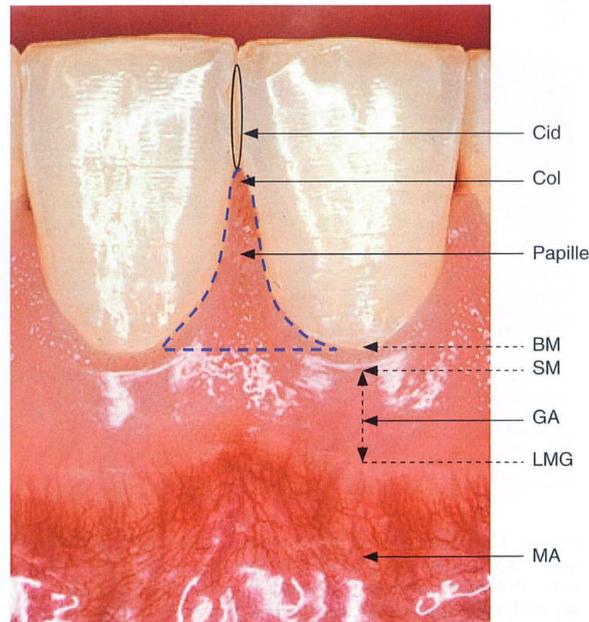
La gencive joue le rôle d'une barrière physique entre le milieu extérieur et les tissus qu'elle recouvre. Elle assure une protection physique contre les traumatismes et une protection physico-chimique, notamment lors de la mastication.

A l'état sain, la gencive débute au niveau de la ligne muco-gingivale en recouvrant le périoste de l'os alvéolaire puis la racine dentaire jusqu'à sa jonction amélo-cémentaire (6). Elle est de couleur rose pâle, avec un contour festonné, de consistance ferme, de texture lisse dans sa partie libre et piquetée en peau d'orange dans sa partie attachée (6). C'est un tissu de recouvrement très résistant assurant la protection des structures sous-jacentes (6).

La gencive se divise en trois parties : la gencive marginale ou libre, la gencive attachée et la gencive interproximale ou papillaire.

Figure 2 : Aspect clinique de la gencive saine chez l'adulte

(BM) bord marginal ; (Cid) contact interdentaire ; (LMG) ligne mucogingivale ; (SM) sillon marginal ; (GA) gencive attachée ; (MA) muqueuse alvéolaire.



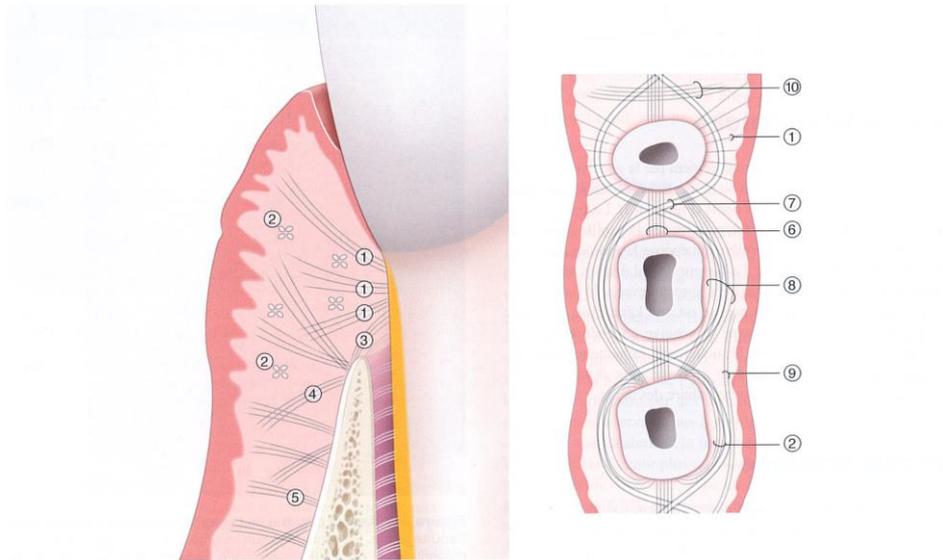
Source : Bouchard, *Parodontologie & dentisterie implantaire. Volume 1, Médecine parodontale*, 2014.

La gencive libre est appelée ainsi car elle n'a pas de liaison physique à la dent par l'intermédiaire de fibres gingivales. Elle est délimitée coronairement par le rebord gingival marginal et apicalement par le sillon marginal gingival situé en regard de la jonction amélo-cémentaire. Elle comprend la hauteur du sulcus ($\approx 0,5$ mm) et la hauteur de l'attache épithéliale (≈ 1 mm) (7). Elle est d'aspect lisse et de consistance ferme, légèrement plus pâle que la gencive attachée (6).

La gencive attachée est comprise entre le sillon gingival marginal coronairement et la ligne mucogingivale apicalement, la séparant de la muqueuse alvéolaire. Elle est kératinisée et fermement adhérente à l'os alvéolaire sous-jacent, au cément et au périoste par des fibres gingivales parcourant l'épaisseur du tissu conjonctif en tous sens (6). La hauteur de la gencive attachée présente une grande variabilité intra et inter-individuelle : sa valeur moyenne (4 à 6 mm) varie en fonction de la localisation, plus grande au maxillaire qu'à la mandibule, et de l'âge, en augmentant avec l'éruption passive. Son épaisseur est de 0,5 à 2,5 mm et augmente dans la région postérieure ; elle conditionne le morphotype parodontal (7). Elle semblerait en corrélation avec la hauteur : plus la gencive est haute, moins elle est épaisse (7). Elle se distingue nettement de la muqueuse alvéolaire avec la séparation faite par la ligne mucogingivale. Au niveau du palais, on ne retrouve pas de ligne mucogingivale car le palais dur et les procès alvéolaires sont recouverts par le même type de muqueuse masticatoire (8).

Figure 3 : Représentation schématique des fibres parodontales

(1) dentogingivales ; (2) circulaires/semi-circulaires ; (3) dentopériostées ; (4) alvéologingivales ; (5) gingivopériostées ; (6) transseptales ; (7) transgingivales ; (8) intercirculaires ; (9) intergingivales ; (10) interpapillaires.



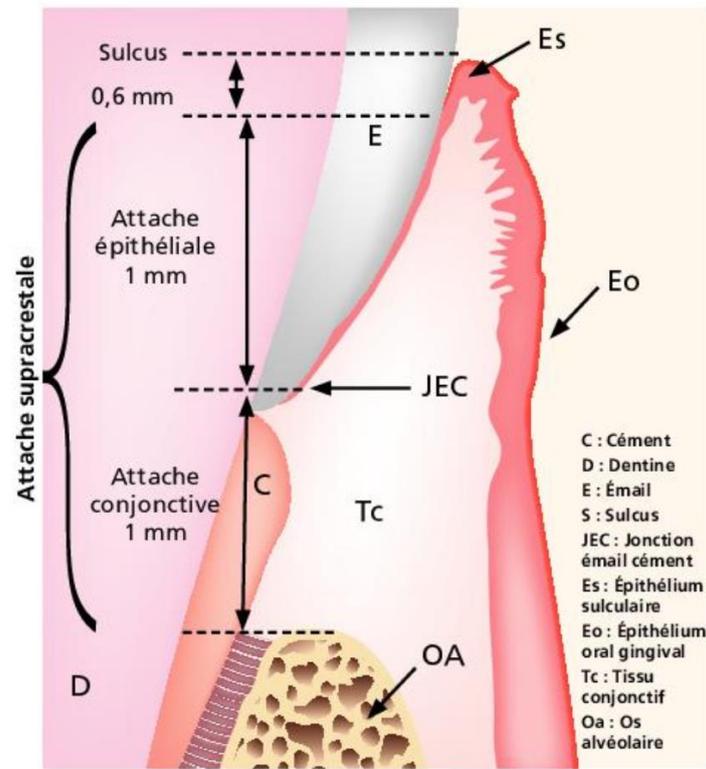
Source : Bouchard, *Parodontologie & dentisterie implantaire. Volume 1, Médecine parodontale*, 2014.

La gencive interproximale est délimitée par les zones de contact interdentaires (voir Figure 2). Elle présente une papille vestibulaire et une papille palatine ou linguale (6). La largeur du col dans le sens varie de 2 mm dans le secteur incisif à 6 mm dans le secteur molaire (7). Le col de la papille est non kératinisé alors que le corps est en continuité avec la gencive attachée possédant donc ses caractéristiques.

1.1.2 Aspect microscopique

Histologiquement, la gencive est constituée d'un épithélium kératinisé pénétré par des invaginations profondes d'un tissu conjonctif fermement inséré au tissu osseux sous-jacent.

Figure 4 : Représentation schématique de l'attache supra-crestale



Source : Colombier et al., *Parodontologie*, 2022.

1.1.2.1 L'attache épithéliale

L'épithélium se compose en trois parties : l'épithélium gingival oral, l'épithélium sulculaire ou crévulaire et l'épithélium jonctionnel.

L'épithélium oral correspond au versant externe de l'épithélium gingival. C'est un épithélium pavimenteux, stratifié et kératinisé. Il présente de nombreuses digitations s'enfonçant dans le tissu conjonctif sous-jacent, renforçant l'ancrage épithélio-conjointif en multipliant les surfaces de contact entre les deux tissus. Il est constitué à 90% de kératinocytes qui assurent le renouvellement cellulaire. Il comprend aussi des cellules de Langerhans qui ont un rôle immunitaire, des cellules de Merkel et des mélanocytes qui influencent la pigmentation mélanique de la gencive (9).

L'épithélium sulculaire est le premier épithélium du versant interne de l'épithélium gingival. C'est un épithélium pavimenteux, stratifié et non kératinisé. Il agit comme une membrane semi-perméable où viennent s'infiltrer les cellules inflammatoires et les produits bactériens (10).

L'épithélium de jonction est en contact direct avec l'émail et le cément. C'est un épithélium constitué de quinze à trente couches cellulaires à sa partie coronaire, alors que sa partie apicale n'en contient

que jusqu'à trois. C'est un épithélium non différencié et non kératinisé. Il a la particularité de s'intercaler entre deux lames basales. La lame basale interne, épithélio-mésenchymateuse, permet l'ancrage de l'épithélium de jonction au tissu conjonctif par l'intermédiaire du collagène VII et ressemble fortement à la lame basale du reste de la gencive. La lame basale externe, épithélio-amélaire, est essentielle à l'attache de cet épithélium à la dent (9). Cette lame présente de nombreuses différences avec une lame basale classique car elle ne repose pas sur un tissu conjonctif mais sur l'émail. Elle est partiellement minéralisée et son épaisseur (160 μm) est supérieure à celle rencontrée dans une lame basale classique (30 à 60 μm) (6). Elle ne contient ni collagène IV, ni laminine 1, certainement à cause de l'absence d'influence mésenchymateuse sur les cellules la synthétisant (11). Le collagène IV et la laminine 1 sont habituellement des composants essentiels des lames basales car ils permettent une architecture en trois dimensions et le maintien fonctionnel des tissus. Les molécules majoritaires sont le collagène VII et la laminine 5. Le collagène VII forme des fibrilles permettant l'accrochage à la lame basale, alors que la laminine 5 est situé essentiellement au niveau des hémidesmosomes et détermine la polarité de ceux-ci. Ces deux protéines participent donc pleinement à l'ancrage des cellules épithéliales aux lames basales. Les rôles principaux de l'épithélium de jonction sont de maintenir la continuité et la fermeté de l'attache à la dent et de réguler la circulation des cellules immunitaires (9).

L'épithélium gingival assure de nombreux rôles. Il est en contact direct avec le milieu buccal et permet de protéger les tissus sous-jacents en isolant le parodonte profond. La surface de celui-ci est renouvelée régulièrement par un phénomène de *turn-over*. La kératinisation de l'épithélium permet une résistance aux agressions mécaniques, thermiques et chimiques par des processus inflammatoires et immunitaires. L'épithélium de jonction permet une attache épithéliale à la dent et est perméable aux ions et molécules qui se déplacent du tissu conjonctif vers le sulcus.

1.1.2.2 L'attache conjonctive

Le tissu conjonctif gingival est lui un tissu dense, très vascularisé et innervé. Il est séparé de l'épithélium par une membrane basale. Il permet de s'ancrer aux différents tissus environnants ou à d'autres fibres par l'intermédiaire de fibres collagéniques. Les collagènes fibrillaires représentent environ 60% des protéines retrouvées dans le tissu conjonctif gingival, avec pour majorité du collagène I (90%), III (8-9%) et V (10). La fonction principale du collagène est de lier, via des fibres, les tissus gingivaux aux tissus environnants, que ce soit l'os alvéolaire, le ciment ou d'autres fibres liées à la dent voisine. Les interactions et la proportion des collagènes I, II et V permettent de réguler la formation de ces fibres. D'autres collagènes non fibrillaires sont également présents à la périphérie de ces fibres et contrôlent la régulation de la fibrillogénèse. Ce sont des protéoglycanes qui permettent de modifier les propriétés

mécaniques et adhésives des fibres collagéniques (12). D'autres protéoglycanes permettent la structuration du réseau de collagènes dans la matrice extracellulaire (13).

On retrouve aussi un réseau élastique étroitement lié au réseau de collagènes et aux macromolécules permettant l'élasticité de la gencive. On distingue une organisation complexe en candélabre comprenant trois types de fibres : élastiques, d'oxytalan et d'élaunine. La distribution des fibres élastiques et l'augmentation de la composante collagénique au cours du vieillissement montrent que la gencive est soumise constamment à un important remodelage. C'est une adaptation à l'environnement buccal impliquant des contraintes mécaniques et régulières causées par la mastication ainsi que la présence de plaque bactérienne organisée en biofilm à la surface des dents. (14). Ce sont les fibroblastes gingivaux, représentant 65 % des cellules présentes dans le tissu conjonctif, qui sont responsables de ce remodelage (10). Ils permettent de préserver l'attache de la gencive au ciment et à l'os alvéolaire.

1.2 Les tissus péri-implantaires

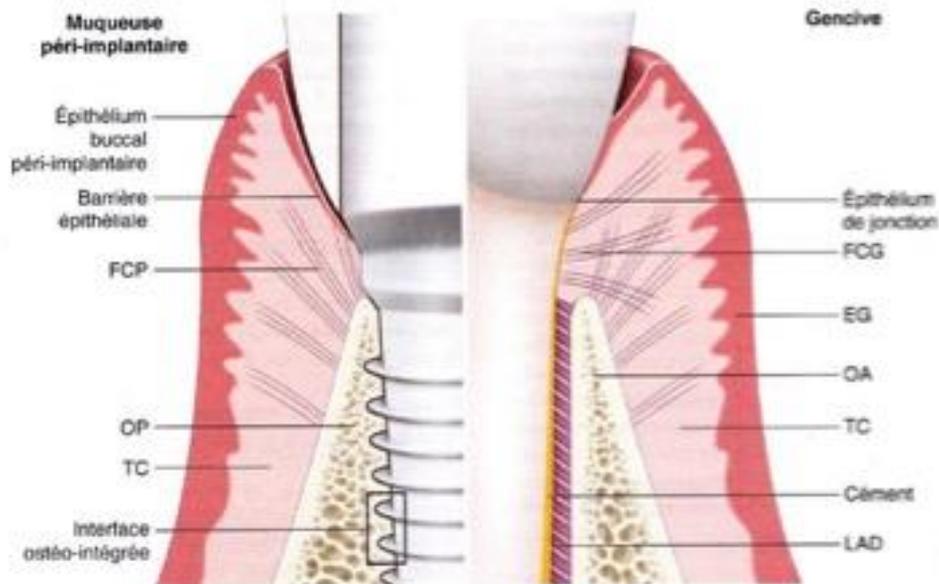
Les tissus péri-implantaires permettent d'assurer la fonction et la stabilité de l'implant dans la cavité orale.

1.2.1 Organisation de la muqueuse péri-implantaire

La muqueuse péri-implantaire est un tissu fragile se formant autour du col prothétique implantaire. Elle acquiert ses caractéristiques lors du processus cicatriciel survenant après la mise en place de l'implant (en un temps chirurgical) ou lors de la mise en place d'un pilier de cicatrisation (en deux temps). Ce sertissage n'est pas fermement fixé à l'implant, c'est pourquoi on parle plutôt d'attache implantaire et non d'adhésion. Elle permet la protection des tissus osseux et la prévention de la pénétration de micro-organisme ainsi que le produit de leur métabolisme. Cliniquement, l'aspect de la muqueuse péri-implantaire ne diffère pas de la gencive. En revanche la hauteur moyenne de la muqueuse péri-implantaire est réduite, tandis que l'épaisseur tissulaire est augmentée.

Figure 5 : Comparaison des principales différences entre le modèle parodontale et le modèle péri-implantaire

(EG) épithélium gingival ; (FCG) fibres conjonctives gingivales ; (FCP) fibres conjonctives péri-implantaires ; (LAD) ligament alvéolodentaire ; (OA) os alvéolaire ; (OP) os péri-implantaire ; (TC) tissu conjonctif.



Source : Bouchard, *Parodontologie & dentisterie implantaire. Volume 1, Médecine parodontale*, 2014.

Histologiquement, le modèle péri-implantaire possède les caractéristiques suivantes : absence de ciment et de ligament parodontal, système d'attache différent et ratio collagène/fibroblaste différent. La muqueuse péri-implantaire est donc composée d'une barrière épithéliale et d'un tissu conjonctif spécifiques qui se forment après la chirurgie implantaire.

La muqueuse péri-implantaire joue un rôle clé dans l'intégration esthétique et fonctionnelle implanto-prothétique. La stabilité de l'espace biologique péri-implantaire est essentielle pour obtenir des résultats esthétiques et une pérennité de la réhabilitation (6). Comme pour le parodonte, l'intégrité de cette structure, en particulier le scellement assuré par la barrière épithéliale, est nécessaire à la protection contre l'invasion bactérienne (15). L'équilibre entre l'épithélium péri-implantaire et le biofilm oral constitue la base de la stabilité de la muqueuse implantaire (9).

En effet, l'absence de tissu kératinisé autour de l'implant induit une accumulation importante de plaque bactérienne, une inflammation et récession des muqueuses et une profondeur de sondage plus importante (16).

L'espace biologique qui se crée autour de l'implant représente une entité anatomophysiologique à part entière, bien qu'elle présente de nombreuses similitudes avec le parodonte. La muqueuse péri-implantaire est constituée d'une barrière épithéliale qui se compose :

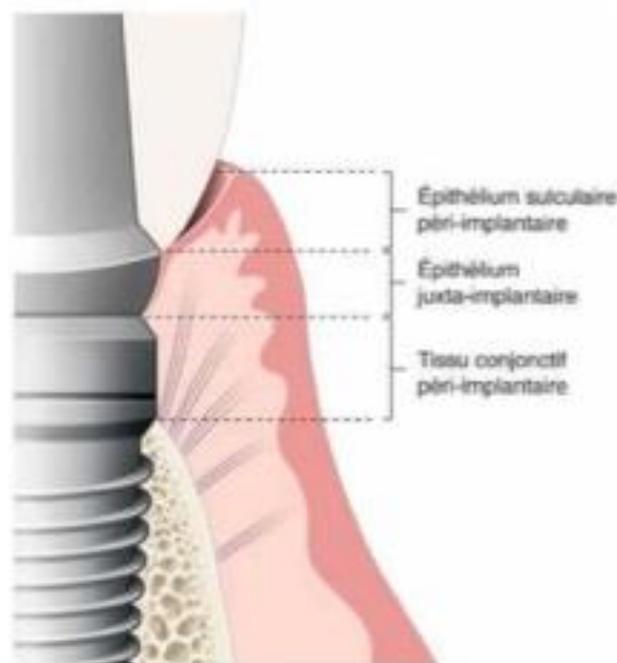
- D'un épithélium buccal péri-implantaire ;
- D'un épithélium sulculaire péri-implantaire ;
- D'un épithélium juxta-implantaire, au contact de la surface implantaire.

Elle est également associée à un tissu conjonctif péri-implantaire dont la composante entre la crête osseuse et la partie apicale de l'épithélium sulculaire est au contact direct de l'implant. Le tissu conjonctif est relié à l'épithélium via une lame basale dont la structure est comparable à celle observée pour la gencive.

La hauteur de la barrière épithéliale est d'environ 2 mm, tandis que la hauteur du scellement conjonctif varie de 1 à 1,5 mm. Ces dimensions sont maintenues quelle que soit l'épaisseur de la muqueuse, créant un espace biologique inviolable. Cela signifie que lorsque la muqueuse est fine (inférieure à 2 mm), on observera une résorption osseuse péri-implantaire afin de maintenir la dimension des tissus mous péri-implantaires.

1.2.2 La barrière épithéliale

Figure 6 : Représentation schématique de l'espace biologique péri-implantaire



Source : Bouchard, *Parodontologie & dentisterie implantaire. Volume 1, Médecine parodontale*, 2014.

Elle est scellée à la surface implantaire via des hémidesmosomes de la même façon que l'épithélium de jonction l'est à la surface dentaire (15). Une barrière épithéliale mature et stable est observée au bout de huit à neuf semaines de cicatrisation.

1.2.2.1 L'épithélium buccal péri-implantaire

L'épithélium buccal péri-implantaire est directement au contact de la cavité buccale. C'est un épithélium pavimenteux stratifié kératinisé comparable à un épithélium gingival. Il assure principalement une protection mécanique de l'implant (17).

Chaque épithélium possède une lame basale synthétisée par les cellules épithéliales. Elle se compose d'une lamina densa, d'une lamina lucida et d'une lamina fibroreticularis. La lame basale de l'épithélium buccal possède une structure histologique semblable à la lame basale de l'épithélium gingival. On retrouve notamment le collagène IV (composant majeur de la lamina densa gingivale), le collagène VII, des laminines et des fibronectines.

1.2.2.2 L'épithélium sulculaire péri-implantaire

L'épithélium sulculaire péri-implantaire partage des similitudes histologiques avec l'épithélium gingival. C'est un épithélium kératinisé formé d'une assise épithéliale d'une quinzaine de cellules au niveau coronaire jusqu'à quelques cellules au niveau apical avec une profondeur moyenne de 2 mm (18). L'épithélium sulculaire diminue en épaisseur au fur et à mesure qu'il devient apical. Il permet le maintien de l'étanchéité tissulaire grâce aux nombreux desmosomes présents ainsi que la protection contre les agressions bactériennes avec son association à la lame basale et au tissu conjonctif. La lame basale de l'épithélium sulculaire péri-implantaire est semblable à la lame basale de l'épithélium buccal péri-implantaire (17).

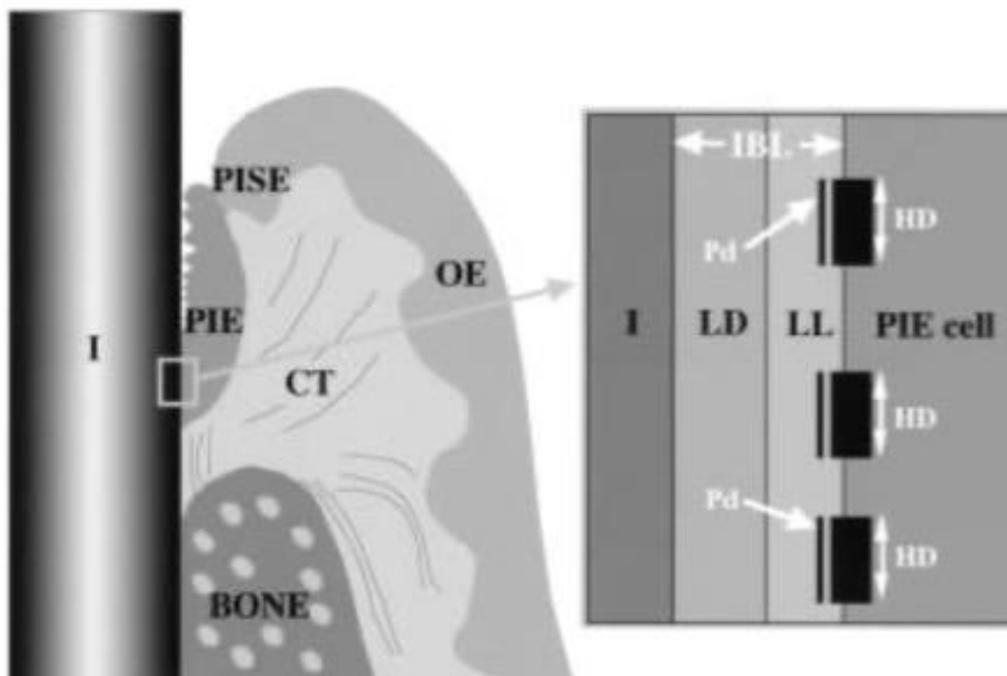
1.2.2.3 L'épithélium juxta-implantaire

L'épithélium juxta-implantaire se divise en trois parties : coronaire, médiane et apicale. La partie coronaire est en relation étroite avec l'épithélium sulculaire, possédant aussi une assise épithéliale d'une quinzaine de cellules parallèles à la surface implantaire qui se prolonge jusqu'à la partie apicale qui est unicellulaire. La partie médiane permet de faire la transition entre la partie coronaire et la partie apicale. Dans les parties coronaire et médiane, on ne retrouve pas ou peu de lame basale interne et d'hémidesmosomes au niveau des cellules épithéliales péri-implantaires. Cependant on retrouve de nombreux tonofilaments et prolongements cytoplasmiques qui s'étendent à la surface implantaire. C'est la partie apicale qui assure une attache épithéliale étanche. On retrouve dans l'épithélium juxta-

implantaire des lysosomes qui assurent une défense contre les agents pathogènes, de la même manière que l'épithélium de jonction parodontal le fait (17).

Figure 7 : Représentation schématique de l'attache épithéliale péri-implantaire

(CT) tissu conjonctif ; (HD) hémidesmosome ; (I) implant ; (IBL) lame basale interne ; (LD) lamina densa ; (LL) lamina lucida ; (OE) épithélium buccal ; (PIE) épithélium juxta-implantaire ; (PIE cell) cellule de l'épithélium juxta-implantaire ; (PISE) épithélium sulculaire péri-implantaire.



Source : Ikeda et al., « Ultrastructural and immunoelectron microscopic studies of the peri-implant epithelium-implant (Ti-6Al-4V). Interface of rat maxilla », 2000.

La lame basale de cet épithélium se distingue de la lame basale de l'épithélium buccal et sulculaire péri-implantaire. Celle-ci ne possède pas de lamina fibroreticularis et donc moins de collagène VII. Le collagène IV est également absent ; seul le collagène V est présent en quantité plus importante. En revanche, la laminine 5 est fortement exprimée dans la lamina lucida et la lamina densa, tout comme la laminine 1 contrairement à celle de l'épithélium de jonction gingival. Les laminine 1 et 5 contribuent à l'organisation des hémidesmosomes et à l'adhésion des cellules épithéliales. Les implants en titane possèdent à leur surface une couche d'oxyde de titane qui adsorbent les laminines 1 et 5 via des ions calciums et des glycosaminoglycanes liant le calcium. Les interactions d'adsorption sont faibles et réversibles. Contrairement à l'épithélium de jonction parodontal, il n'y a pas de fibrilles de collagènes permettant l'ancrage à la lame basale. De plus, il n'existe pas de lame basale péri-implantaire au niveau du tiers coronaire de l'épithélium, ainsi les kératinocytes sont en contact direct avec la surface

implantaire, sans pour autant qu'il y ait une adhésion réelle. La lame basale est également peu présente au niveau du tiers médian. Seule la partie apicale possède une lame basale péri-implantaire de deux niveaux de structure : la lamina lucida et la lamina densa. Elle est associée à de nombreux hémidesmosomes en regard de la surface implantaire qui permet une cohésion avec les kératinocytes (17).

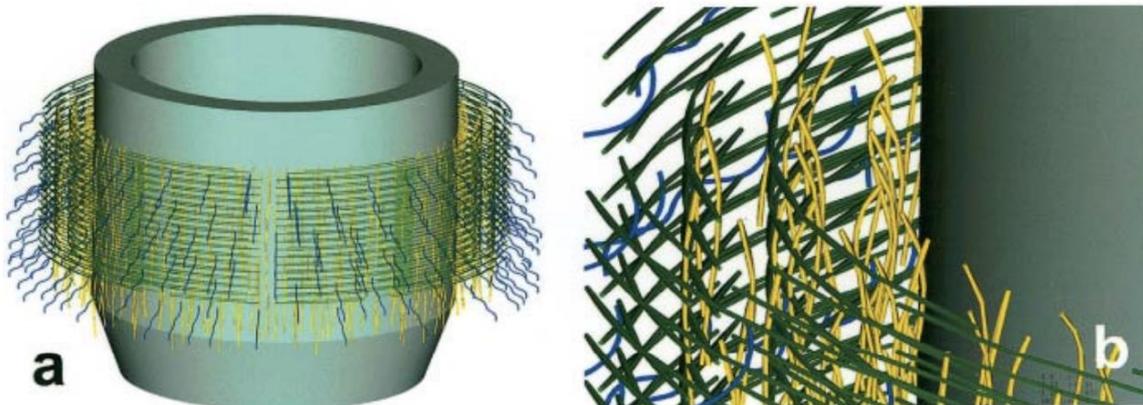
Toutes ces différences avec l'épithélium de jonction parodontal nous amènent à la conclusion que l'attache épithéliale juxta-implantaire est comparativement inférieure à l'attache épithéliale parodontale. La formation d'une attache épithéliale précoce et durable est essentielle pour la survie à long terme de l'implant. L'activité des cellules épithéliales est élevée dans les premiers temps de la cicatrisation. Une rupture de cet équilibre entrainerait une pénétration bactérienne et par conséquent une maladie péri-implantaire ou même la perte de l'implant (4).

1.2.3 Le tissu conjonctif péri-implantaire

1.2.3.1 Organisation du collagène

Figure 8 : Représentation en 3D de l'organisation des fibres de collagènes obtenue au microscope à contraste de phase

(En jaune) fibres longitudinales ; (en vert) fibres circulaires ; (en bleu) fibres obliques.



Source : Schierano et al., « *Organization of the connective tissue barrier around long-term loaded implant abutments in man* », 2002.

Situé entre coronairement l'épithélium péri-implantaire et apicalement l'os alvéolaire, le tissu conjonctif péri-implantaire, contrairement au modèle parodontal, est directement en contact de la surface implantaire. La proportion de collagène y est plus importante et s'organise parallèlement à la surface implantaire au bout de quatre à six semaines de cicatrisation. Les fibres de collagène ne sont

pas organisées de manière aléatoire. Les fibres circulaires, les plus nombreuses, sont présentes à distance du pilier implantaire, entre 200 et 800 μm . Les fibres longitudinales, en nombre plus réduit, sont présentes jusqu'à 200 μm du pilier. Enfin les fibres obliques, d'orientation variable et liant la muqueuse ou le périoste, sont présentes essentiellement entre 800 et 1000 μm (19).

La différence majeure avec la muqueuse gingivale est l'orientation des fibres de collagène. En effet on retrouve de nombreuses fibres collagéniques autour d'une dent, aussi bien parallèles que perpendiculaires par rapport à celle-ci. Concernant le tissu conjonctif péri-implantaire, seulement des fibres conjonctives parallèles à la surface implantaire sont présentes. Elles sont perpendiculaires à l'os cretal et s'attachent au périoste. Ainsi la rétention du tissu parodontal est bien supérieure à la rétention du tissu péri-implantaire (20).

1.2.3.2 Cellules

La population cellulaire est comparable est comparable à celle du tissu conjonctif gingival. On note une proportion plus faible de fibroblastes et une vascularisation réduite. Cela fait de la muqueuse péri-implantaire un tissu cicatriciel ayant un potentiel de réparation plus limité que le parodonte (21).

Les fibroblastes sont les cellules principales, elles ont un aspect allongé ou fusiforme, parallèle à la surface implantaire, et synthétisent des macromolécules de la matrice extra-cellulaire comme le collagène. Ils sont impliqués dans la médiation cellulaire et le remodelage de la matrice extra-cellulaire via les métalloprotéases matricielles. Ce sont également des cellules impliquées dans le processus inflammatoire car elles sécrètent de nombreux médiateurs inflammatoires comme les cytokines et les chémokines (19).

On retrouve des cellules de l'immunité innée. Les polynucléaires neutrophiles ont un rôle dans le remodelage de la matrice extra-cellulaire via la synthèse d'enzymes et la phagocytose d'agents pathogènes ou de tissus nécrosés. Les macrophages et les monocytes, eux, sont impliqués la phagocytose et le recrutement cellulaire. Les lymphocytes sont impliqués dans l'immunité spécifique. Ils forment avec les mastocytes et les polynucléaires neutrophiles le groupe de cellules qui assurent l'équilibre entre l'agression bactérienne et l'hôte et donc le maintien de la muqueuse péri-implantaire et du tissu osseux sous-jacent.

Enfin, on retrouve des cellules de l'immunité adaptative, que ce soit les lymphocytes T, responsables de la réponse immunitaire à médiation cellulaire, ou les lymphocyte B, impliqués dans l'immunité humorale. Il y a aussi des plasmocytes ; ils apparaissent essentiellement en cas de processus inflammatoires et sécrètent les immunoglobulines (22).

1.2.3.3 Matrice extra-cellulaire

La matrice extra-cellulaire assure la cohérence structurale du tissu conjonctif en permettant aux cellules péri-implantaires de remplir leurs rôles : remodelage tissulaire, mobilité et médiation cellulaire. Elle contient des glycoprotéines de structures (collagène, laminines, fibronectines) et des fibres élastiques, des glycosaminoglycanes et des protéoglycanes dans une substance fondamentale, la hyaline.

Les différents types de collagène sont présents dans les mêmes quantités que dans les tissus parodontaux. L'organisation de ces fibres a été décrite précédemment. Quelques insertions perpendiculaires existent notamment pour les surfaces oxydées.

L'attache conjonctive parodontale ne peut pas être véritablement transposée à une attache conjonctive péri-implantaire. La conséquence clinique majeure est que la résistance au sondage péri-implantaire est diminuée par rapport au sondage parodontal.

2 : Cahier des charges du pilier implantaire idéal

Dans cette partie, nous allons voir quel est l'ensemble des paramètres à prendre en compte lors de la réalisation d'une prothèse implanto-portée unitaire.

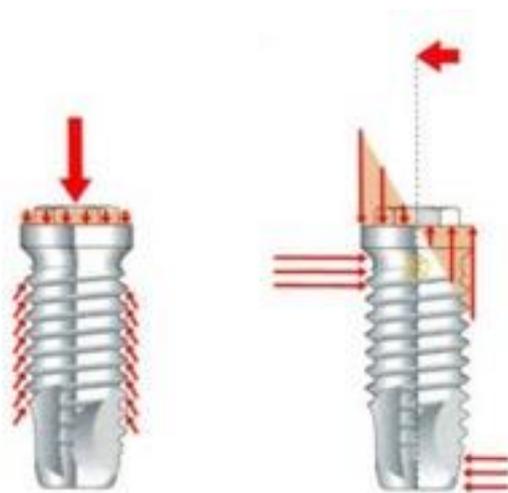
2.1 Critère mécanique

Le critère mécanique est certainement le plus important à prendre en compte pour valider un projet prothétique (23). De nombreux paramètres sont essentiels pour obtenir de bonnes propriétés mécaniques.

2.1.1 Position de l'implant

Il est nécessaire d'aligner l'axe implantaire avec l'axe prothétique (24). Lors de la mastication, la restauration prothétique et la connexion pilier-implant sont affectées par des forces axiales et transversales. Lorsqu'une force est appliquée parallèlement à l'axe implantaire, la contrainte est correctement répartie au niveau de l'implant. Si la force n'est pas parallèle, la prothèse et la couronne sont soumises à une flexion. En flexion, une petite partie de l'implant est soumise à la charge, entraînant des contraintes plus élevées dans l'implant et l'os (24).

Figure 9 : Comparaison des forces appliquées sur l'implant en compression (à gauche) et en flexion (à droite)



Source : Happe, *Réhabilitation esthétique en implantologie*, 2019.

Il est toutefois très compliqué de faire coïncider ces deux axes car l'axe implantaire sera guidé par le remodelage osseux après extraction. Par exemple dans le cas d'un édentement unitaire antérieur maxillaire, l'axe implantaire dirigé par le volume osseux sera très différent du couloir prothétique idéal du fait de la résorption centripète de l'os. Cette divergence entre l'axe implantaire et prothétique doit être la plus réduite possible. Les contraintes augmentent de 5% tous les 10° d'angulation (23). Les positionnement horizontal et apical de l'implant ont aussi un impact. Plus l'espace prothétique augmente, plus les risques de fracture augmentent (23).

2.1.2 Inclinaison du pilier

Plus l'inclinaison du pilier est importante, plus les contraintes sur l'os alvéolaire au niveau du col implantaire augmentent. Pour 15° d'angulation, les contraintes augmentent de 19% ; pour 25° d'angulation, elles augmentent de 33% (23). Les contraintes dépendent aussi du matériau utilisé pour la conception du pilier implantaire. Il est nécessaire d'avoir un matériau capable d'être résistant en compression et en flexion. Les métaux sont ductiles alors que les céramiques ne le sont pas. Par conséquent, et en fonction des fabricants, l'angulation maximale d'un pilier implantaire en titane est en moyenne de 30°, alors qu'elle est de 15° en moyenne pour la zircone (23).

2.2 Critère esthétique

Le rendu esthétique de la prothèse sur implant est, pour la majorité des patients, le critère le plus important à respecter (8). Il existe certains points qui doivent être pris en considération pour obtenir le meilleur rendu.

2.2.1 Santé péri-implantaire

L'inflammation gingivale peut rendre une situation très inesthétique et s'aggrave au fil du temps. Non seulement elle peut causer des maladies péri-implantaires causant la perte de l'implant, mais elle entraîne généralement une perte de la hauteur des tissus péri-implantaires, exposant ainsi le pilier prothétique (25). De même, une maladie péri-implantaire aurait un impact sur les papilles interproximales. La santé gingivale est primordiale, essentielle et nécessaire.

De plus, l'épaisseur gingivale influence sur l'esthétique. En cas de biotype fin, la visibilité du pilier est augmentée. Le choix du matériau aura alors un rôle essentiel dans cette question esthétique. En effet, pour une épaisseur de gencive inférieure à 3 mm, les chances de décoloration de la muqueuse seraient augmentées (25).

2.2.2 Gestion du puit occlusal

Ce paramètre est important qu'en cas de prothèse transvissées. Le puit d'accès est comblé par une résine composite de teinte différente à la céramique cosmétique de la prothèse supra-implantaire donnant un rendu inesthétique. De plus, les résines composites ne vieillissent pas bien et des éclats de céramique peuvent apparaître à la jonction céramique – composite car la céramique non soutenue casse fréquemment. Enfin, il est inenvisageable d'avoir un puit d'accès en vestibulaire, surtout au niveau des couronnes antérieures.

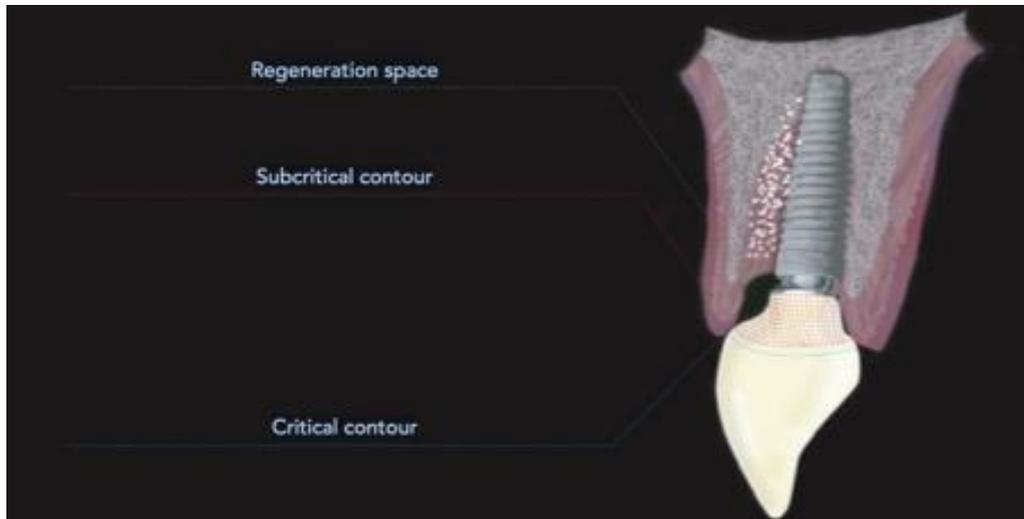
2.2.3 Gestion du profil d'émergence

Le profil d'émergence idéal doit se confondre avec le profil d'émergence de la dent naturelle correspondante. Plus le diamètre du col implantaire est proche du diamètre cervical de la dent remplacée, plus l'évasement du pilier sera limité. De plus, une dent naturelle ne possède pas de coupe circulaire au niveau de son profil d'émergence. Les incisives sont plutôt triangulaires, les prémolaires ovalaires et les molaires trapézoïdales. L'enjeu est de recréer une forme naturelle de la dent remplacée à partir d'une forme circulaire du col implantaire. Le choix des dimensions de l'implant est très important.

Les contours idéaux d'un pilier implantaire ne sont pas bien définis dans la littérature mais certains paramètres influencent directement le profil d'émergence. La limite périphérique vestibulaire permet de donner une harmonie avec les collets des dents adjacentes et de contrôler le maximum de convexité de la prothèse. La limite périphérique interproximale permet de déterminer la forme de la prothèse : plus la limite est proche du bord marginal de la gencive, plus la prothèse est triangulaire ; si la limite est plus apicale, alors la prothèse prend une forme carrée. Le corps du pilier implantaire impacte aussi le profil d'émergence. Qu'il soit convexe, concave ou plat, il doit avoir une hauteur suffisante pour être travaillé (26).

Figure 10 : Représentation schématique des zones mises en jeu dans la gestion du profil d'émergence

(En vert) l'espace de régénération des tissus péri-implantaires ; (en bleu) la ligne de contour juxta-gingivale ; (en rouge) la zone de contour sous-gingivale.



Source : Gonzalez et al., « *Contour management of implant restorations for optimal emergence profiles : guidelines for immediate and delayed provisional restorations* », 2020.

L'aménagement des tissus mous se fait au niveau des lignes de contour juxta-gingivale et sous-gingivale. Si l'implant est en position vestibulaire, le profil d'émergence juxta-gingival du pilier implantaire doit être concave ; s'il est centré sur la crête, le profil d'émergence juxta-gingival du pilier doit être légèrement concave voire plat ; s'il est en position linguale / palatine, il doit être convexe (27). Une ligne de contour juxta-gingivale surdimensionnée a pour conséquence une migration apicale de la muqueuse péri-implantaire, alors que si elle est sous-dimensionnée, la tendance est une migration coronaire de la muqueuse. Il est donc nécessaire d'avoir une ligne de contour juxta-gingivale idéale pour obtenir le résultat le plus esthétique possible (28). La zone de contour sous-gingivale, quant à elle, peut être sous dimensionnée pour obtenir un espace de régénération plus grand, entraînant ainsi l'épaississement des tissus mous. Au niveau proximal, la zone de contour sous-gingivale peut être augmentée afin de gonfler les embrasures (29).

2.3 Critère biologique

L'intégration des tissus péri-implantaires nécessite la présence d'un parodonte cliniquement sain et stable à la surface du pilier. Il faut donc un pilier implantaire qui répond aux exigences prothétiques et biologiques.

2.3.1 Biocompatibilité du matériau

Le matériau utilisé pour le pilier implantaire doit être compatible avec les tissus péri-implantaires. Nous n'aborderons pas dans cette section quel matériau est biocompatible ou non, nous en discuterons plus loin.

2.3.2 Rôle de la plaque bactérienne

En cas de mauvaise hygiène bucco-dentaire, un microfilm bactérien peut se former autour du pilier implantaire. Peu importe le matériau choisi, le pilier est sujet à l'adhésion de plaque bactérienne. Pour diminuer cette adhésion, une modification de son état de surface peut être réalisée. La très grande majorité des études se concentrant sur l'état de surface du titane, il n'existe pas de consensus scientifique concernant l'impact de l'état de surface de la zircone. Certains auteurs défendent tout de même que lorsque la zircone est ultrapolie, la profondeur de sondage est réduite, les fibroblastes et les cellules épithéliales prolifèrent plus et ont une meilleure rétention et ainsi que l'adhésion bactérienne réduite, en comparaison avec des surfaces rugueuses (30).

En ce qui concerne le titane, il peut être traité par voie électrochimique en augmentant le nombre de dépôts anodiques à sa surface (*ASD technic*). Le but est de modifier la morphologie et la structure de la surface du pilier en augmentant le nombre d'ions oxydes, notamment calcium, et donc son épaisseur de couche d'oxyde de titane. Des études ont montré l'action antibactérienne du titane traitée par rapport aux surfaces non traitées notamment sur les souches *S. Mutans*, *S. Salivarius* et *S. Sanguis*. De plus, l'oxyde de titane a un effet bactéricide sur la viabilité de microorganismes comme *E. Coli*, *P. Aeruginosa* ou *S. Aureus*. L'intégration tissulaire est améliorée et l'adhésion bactérienne est mieux contrôlée. (31).

Une autre approche est de créer des nano pics à la surface du titane de 500 nm par différentes méthodes : pulvérisation sous angle rasant, lithographie par nano impression ou bombardement d'ions hélium. Cela a pour conséquence de limiter l'adhésion de *P. Gingivalis*, ayant un rôle prépondérant dans la péri-implantite, ou encore de limiter le développement de *S. Aureus* et *E. Coli*. Il reste maintenant à savoir, dans les prochaines études, comment ces nanopics doivent être répartis à la surface du matériau pour influencer de manière optimale l'adhésion des micro-organismes (32).

2.3.3 Concept du platform-switching

Initié en 1991, puis affirmé en 2006 par Lazzara (33), le *platform-switching* est un concept de connectique prothétique implantaire. Il se fonde sur l'importance de diminuer le diamètre de la pièce prothétique par rapport à celui du col implantaire. Cette variation de profil entre l'implant et le pilier

est appelée *platform-switching*. Ce resserrement permet au tissu conjonctif de prendre appui sur la plateforme implantaire et de s'épaissir. En sertissant le col de l'implant, le tissu conjonctif crée un joint qui contribue à mieux préserver l'os alvéolaire crestal en diminuant la quantité de remaniement osseux nécessaire à l'établissement d'une barrière épithélio-conjonctive suffisante. (34). La résorption osseuse est estimée à 0,5 mm avec *platform-switching* contre 1,1 mm sans (35).

La présence d'un micro-hiatus entre l'implant et son élément prothétique est propice à une colonisation bactérienne. Lorsque la connexion implant – pilier et son micro-hiatus sont placés en situation supra-alvéolaire, les dimensions de l'espace biologique sont plus faibles et sont comparables à un implant à col transgingival. Lorsque le micro-hiatus est placé en juxta-alvéolaire ou infra-alvéolaire, les dimensions de l'espace biologiques sont plus grandes. Le risque de résorption osseuse est accentué, le tissu conjonctif est moins épais, l'épithélium jonctionnel est plus long et le risque de rétraction de la muqueuse péri-implantaire est plus important. Le recentrage horizontal de la connexion implant – pilier déplace le micro-hiatus à distance du bord externe de l'implant et de l'os adjacent. Les effets inflammatoires sont réduits car les éléments inflammatoires de l'infiltrat bactérien sont maintenus à distance du rebord osseux (34).

Le *platform-switching* a aussi des intérêts biomécaniques. Des études fondées sur la méthode des éléments finis ont permis de démontrer une différence dans la répartition de la transmission des contraintes occlusales vers le tissu osseux péri-implantaire. La quantification du taux de diminution varie en fonction des auteurs, pouvant aller de 80 % (36) à 2 % (37).

Les études par éléments finis ont également mis en avant la répartition des contraintes au sein de la connectique selon l'orientation des charges occlusales. Les contraintes se répartissent d'avantage au centre de l'implant (38).

Les propriétés mécaniques apportés par le *platform-switching* sont vraisemblablement réelles, cependant d'autres études sont nécessaires pour confirmer ce résultat.

2.4 Matériaux éligibles

De nombreux matériaux peuvent être utilisés en partie sous-gingivale des restaurations prothétiques implantaires unitaires. Nous nous intéresserons aux matériaux ayant le plus de données scientifiques notables. Ces matériaux ont été sélectionnés par une recherche bibliographique Pubmed à l'aide des termes « dental material », « abutement », « survival rate », « ceramics prosthesis », « metal prosthesis », « metal-ceramic ».

2.4.1 Le titane

2.4.1.1 Composition et classification

Le titane allié est appelé titane commercialement pur (Ti-cp) mais il présente de nombreux éléments chimiques incorporés comme l'oxygène, le fer, l'azote, le carbone et l'hydrogène. En fonction du pourcentage de ces différents éléments, on distingue cinq types de Ti-cp qu'on différencie en grade (de 1 à 5).

Le titane allié se trouve sous deux formes dites allotropiques (α et β) en fonction des structures cristallines. Les alliages de titanes peuvent être constitués soit par la phase α , soit par la phase β , soit par un mélange des deux. Les alliages α monophasés sont stabilisés par l'aluminium, le bore, le carbone, l'oxygène et l'azote pour former des solutions solides de substitution α . Ils sont très résistants. Les alliages β monophasés sont stabilisés par le molybdène, le niobium, le vanadium et le tantale pour former des solutions solides de substitution β . Ils sont plastiques et sensibles aux traitements thermiques. Il est possible d'obtenir des compromis entre ces deux phases afin d'obtenir un alliage biphasé. La phase α est riche en titane alors que la phase β contiendra du fer, du chrome, du tungstène, du silicium, du nickel, du cobalt, du manganèse et de l'hydrogène en fonction des éléments d'addition. En règle générale, les alliages biphasés possèdent de meilleures propriétés mécaniques que les alliages monophasés. L'alliage le plus répandu en implantologie et celui qui a montré les propriétés mécaniques les plus significatives est le TiAl_6V_4 (alliage de grade 5). Les alliages de titane de grade 1 à 4 sont principalement utilisés pour la fabrication d'implants alors que les alliages de grade 5 sont indiqués dans la réalisation des infrastructures supra-implantaires (39).

2.4.1.2 Propriétés physiques et mécaniques

La masse spécifique et les propriétés thermiques du titane sont résumées dans le tableau suivant.

Tableau 1 : Masse spécifique et propriétés thermiques de différents matériaux

Matériau	Masse spécifique (g.cm ⁻³)	Température de fusion (°C)	Coefficient de dilatation thermique linéaire (K ⁻¹)	Conductivité thermique (cal.cm ⁻² .s ⁻¹ .°C ⁻¹ .cm ⁻¹)
Titane	4,51	1668	8,6.10 ⁻⁶	0,04
Or	19,32	1064	14,2. 10 ⁻⁶	0,53
Nickel	8,91	1455	13,4. 10 ⁻⁶	0,22
Chrome	7,14	1907	4,9. 10 ⁻⁶	0,16
Cobalt	8,89	1495	13,0. 10 ⁻⁶	0,16
Platine	21,45	1768	8,8. 10 ⁻⁶	0,17

Source : Auteur d'après Ottria et. al, « Mechanical, chemical and biological aspects of titanium and titanium alloys in implant dentistry », 2018 ; Hildebrand et. al, « Nickel, chromium, cobalt dental alloys and allergic reaction : an overview ».

Le titane a une masse spécifique faible et une température de fusion élevée. Son coefficient de dilatation thermique est plus faible que l'or, le nickel ou le cobalt. Il subit alors peu de déformation à forte température. Enfin, il a une conductivité thermique très faible. Cela correspond à la quantité de chaleur passant à travers un corps lorsque la différence de température est de 1°C. C'est un matériau qui conduit très faiblement la chaleur.

Les propriétés mécaniques des alliages en titane sont résumées dans le tableau suivant en comparaison avec d'autres alliages.

Tableau 2 : Masse spécifique et propriétés thermiques de différents matériaux

Alliage	Résistance à la traction (Mpa)	Limite élastique (Mpa)	Allongement à la rupture (%)	Module d'élasticité (Gpa)
Ti-cp1	240	170	29	110
Ti-cp4	550	480	21	110
TiAl₆V₄	1000	910	18	110
Co-Cr	750	500	3 à 4	230
Ni-Cr	650	500	1 à 3	230
A base d'or type 4	790	585	2 à 10	100

Source : Auteur d'après Ottria et. al, « *Mechanical, chemical and biological aspects of titanium and titanium alloys in implant dentistry* », 2018 ; Hildebrand et. al, « *Nickel, chromium, cobalt dental alloys and allergic reaction : an overview* », 1989.

On observe que la résistance à la traction et la limite élastique du TiAl₆V₄ est nettement supérieure aux autres alliages de titane ainsi qu'aux autres alliages comparés. On note également un bon comportement à la fatigue, après 10⁶ cycles atteint, la limite élastique correspond à 70% de la limite élastique initiale. Seul sa rigidité est assez faible.

2.4.1.3 Propriétés chimiques

La résistance à la corrosion du titane est liée à la formation d'une couche protectrice d'oxydes composée d'oxyde de titane (TiO), de trioxyde de titane (Ti₂O₃) et principalement de dioxyde de titane (TiO₂). La vitesse de corrosion d'un alliage détermine la quantité de produits de corrosion relargués dans la cavité buccale. La corrosion du titane entraîne la dissolution dans le milieu buccal d'une couche atomique par jour et conduirait à la dissolution totale d'un implant dentaire au bout de 10⁶ années. A titre de comparaison, c'est cent fois plus faible que pour l'or. On peut conclure que la résistance à la corrosion du titane en milieu biologique est très bonne. Il en est de même pour les alliages de titane et le nickel-titane (40).

Un autre paramètre à prendre en compte est de savoir quel est le type de produit de corrosion relargué dans le milieu et quel est la réponse des tissus environnants. Dans le cas des alliages en titane, ce sont essentiellement des hydroxydes métalliques non chargés qui sont relargués ; ils sont très biocompatibles. A titre de comparaison, le nickel-chrome relargue essentiellement des ions métalliques corrosifs en grande quantités. Ces ions sont toxiques pouvant provoquer une hypersensibilisation au nickel (40).

2.4.1.4 Propriétés de mise en forme

Le titane peut être mis en forme de deux manières différentes. Il peut être mis en forme par coulée « à la cire perdue », étape délicate nécessitant de respecter plusieurs facteurs, notamment la température de fusion, la faible densité et la forte affinité des alliages pour l'oxygène à haute température. Le non-respect des différentes étapes aurait pour conséquences une augmentation de la dureté, une réduction de la ductilité et un risque de corrosion plus important. Le titane peut être également mis en forme par usinage et ou frittage à l'aide des techniques numériques (40).

2.4.2 Les alliages non précieux

De nombreux alliages ont été utilisés dans le passé, que ce soit précieux, semi-précieux ou non-précieux. Cependant, leur manque de biocompatibilité ou de résistance mécanique font qu'ils ne sont plus utilisés aujourd'hui. Le principal alliage non précieux encore utilisé pour les infrastructures en prothèse supra-implantaire est le cobalt-chrome (41).

2.4.2.1 Composition

De nombreuses compositions d'alliages sont disponibles actuellement, avec jusqu'à 25 produits d'addition. La composition varie en fonction de l'utilisation de celui-ci. Le cobalt ($\approx 60\%$) est utilisé pour son coefficient de dilatation proche de l'or. Le chrome ($\approx 30\%$) est utilisé pour sa capacité à augmenter la dureté d'un alliage et sa résistance à la corrosion, en association avec le tungstène ($\approx 9\%$) pour former une matrice de l'alliage cristallisé. Le tungstène permet aussi une stabilité de l'alliage en améliorant les propriétés physiques et chimiques.

Les autres constituant de l'alliage sont dits mineurs. On retrouve être autres le silicium et le manganèse qui sont des durcisseurs et améliorent les propriétés mécaniques et chimiques, ou encore le carbone qui améliore aussi les propriétés mécaniques (41).

2.4.2.2 Propriétés physiques et mécaniques

La masse spécifique et les propriétés thermiques du cobalt et du chrome sont résumées dans le Tableau 1 vu précédemment. En ce qui concerne les propriétés mécaniques, elles sont résumées dans le Tableau 2 vu précédemment. Ces alliages possèdent de bonnes propriétés mécaniques globalement avec notamment une rigidité et une dureté élevée. La bonne limite élastique permet de ne pas subir de déformations même sous de fortes contraintes. Les intervalles de fusions élevés permettent un émaillage avec des céramiques esthétiques de coefficient de dilatation thermique adapté. L'adhérence

de la céramique au cobalt-chrome est assuré par un traitement de surface physique type sablage et chimique type *bonding*. Cela permet de diminuer les tensions à l'interface des deux matériaux.

Il y a tout de même aujourd'hui des fabricants essayant de tirer le meilleur potentiel de cet alliage en améliorant les propriétés physiques et mécaniques. C'est le cas des alliages Coron[®] (Straumann), alliage de type 4, ou Biocera 2 Mill[®] (2MT Pirahdental), alliage de type 5. Le tableau 3 permet de mettre en évidence certaines propriétés de ces alliages.

Tableau 3 : Propriétés mécaniques et physiques de deux alliages de cobalt-chrome

Alliages	Module d'élasticité (Gpa)	Limite élastique (Mpa)	Allongement (%)	Dureté de Vickers	Coefficient de dilatation thermique linéaire (K)	Intervalle de fusion (°C)
Coron [®]	NC	380-460	2,2-5,1	260	14,4.10	1320-1420
Biocera 2 Mill [®]	190	620	10	285	14,1.10	1390-1415

Source : Auteur, Fabricants .

2.4.2.3 Propriétés chimiques

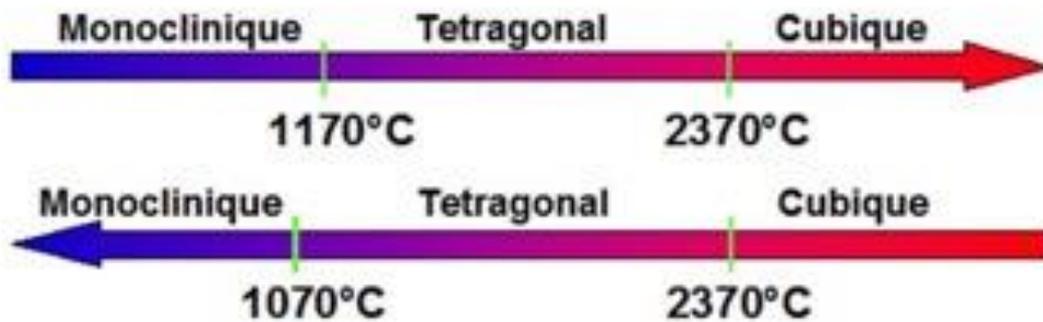
Comme pour le titane, une couche protectrice d'oxydes (Cr_2O_3) se met en place à la surface du matériau. Cette couche d'oxydes est possible uniquement si la quantité de chrome dans l'alliage est d'au moins 10 % (42). Ces alliages ont été initialement créés pour remplacer ceux à base de nickel, étant peu biocompatibles. Il semblerait que cette biocompatibilité soit améliorée si les alliages sont usinés ou frittés par rapport à des alliages coulés (43).

2.4.3 La zircone

2.4.3.1 Composition et généralités

L'oxyde de zirconium est une céramique ne contenant pas de phase vitreuse. C'est une céramique ayant une structure totalement cristalline. Elle cristallise dans trois réseaux différents en fonction de la température (voir figure 11). Les propriétés optiques de la zircone sont augmentées dans sa phase cubique.

Figure 11 : Transformation allotropique de l'oxyde de zirconium pendant le réchauffement et le refroidissement

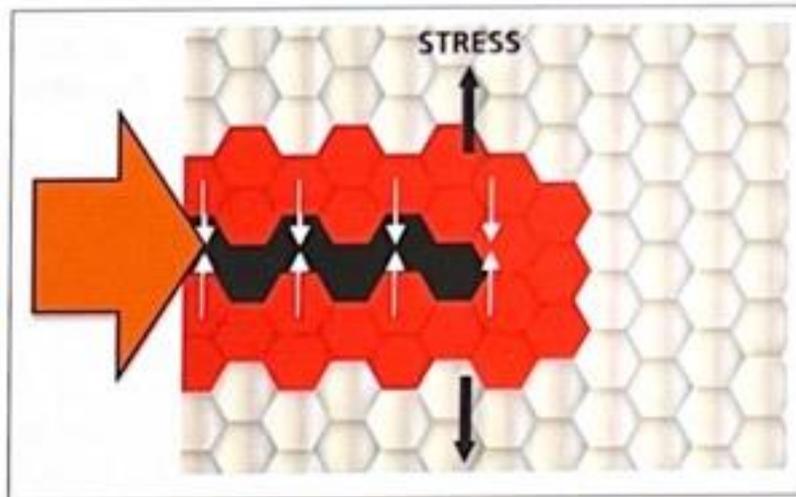


Source : Dejou, *Société Francophone de Biomatériaux Dentaires*, 2010.

Afin d'obtenir une zircone plus tendre à utiliser, on utilise des blocs de zircone pressés à température inférieure à celle qui permet d'obtenir la densification totale du matériau. On parle de zircone pré-frittée. Lors du refroidissement, le changement de structure s'accompagne d'une expansion de 3 à 4 % entraînant l'apparition de contraintes importantes au sein du matériau et pouvant conduire à sa fracture. Pour la stabiliser e phase cubique, on utilise de l'oxyde d'yttrium pour obtenir du yttria-tétragonal zirconia polycristal (Y-TZP) (44). On peut retrouver la concentration d'oxyde d'yttrium devant l'abréviation, ainsi le 3Y-TZP indique que la zircone a été enrichie en oxyde d'yttrium à 3% ou encore le 5Y-TZP. Plus la quantité d'oxyde d'yttrium est élevée, plus on inclut une phase cubique, plus le matériau possède de bonnes propriétés esthétiques (44). Après usinage, le matériau a une consistance crayeuse et est fritté à une température entre 1300°C et 1500°C pendant six à sept heures pour lui donner ses qualités mécaniques optimales. Le frittage permet de favoriser la fermeture de microfissures. Cette technique d'usinage est rapide et est la technique de choix aujourd'hui.

Le Y-TZP est partiellement stabilisé car sa structure peut changer en fonction des contraintes appliquées. En effet, en élaborant une restauration en Y-TZP, on constate la formation de microfissures qui peuvent se propager sous de fortes contraintes causant ainsi la fracture de la céramique. Lors de la propagation d'une fissure, la contrainte exercée par la matrice cubique sur les particules tétraogonales diminue, provoquant la transformation de particules tétraogonales en particules monocliniques, s'accompagnant donc d'une expansion dimensionnelle. Les particules en cours de transformation vont créer un champ de contraintes contraire à la propagation de la fissure, augmentant ainsi la ténacité du matériau (45).

Figure 12 : Réaction du Y-TZP face à des contraintes



Source : Chevalier et al., « *The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia : lessons learned and future trends* », 2010.

2.4.3.2 Propriétés mécaniques

Les propriétés mécaniques de la zircone comparée à d'autres céramiques sont résumées dans le tableau suivant.

Tableau 4 : Propriétés mécaniques de la zircone comparée à d'autres céramiques

	Matériau	Résistance à la flexion (MPa)	Ténacité (MPa.m ^{1/2})	Module d'élasticité (MPa)
Zircone	Y-TZP	800 - 1200	7 - 15	200 - 220
Vitrocéramique	Leucite	60 - 130	0,7 - 1	/
	Disilicate de lithium	300 - 400	1	/
	Alumine	400 - 650	3 - 6	400

Source : Auteur d'après Comident, *La zircone questions et réponses*, 2010.

De manière générale, les céramiques sont bien plus résistantes en compression qu'en flexion. Cependant, on note que la résistance à la rupture ou à la flexion de la zircone renforcée à l'oxyde d'yttrium est nettement supérieure aux vitrocéramiques. On arrive aujourd'hui à des valeurs qui se rapprochent du titane. L'emplacement en bouche du matériau est essentiel pour déterminer le niveau de résistance de celui-ci. La force masticatoire appliquée est plus importante au niveau molaire comparée au niveau incisif. Ainsi c'est au niveau molaire que le matériau sera le plus susceptible à l'apparition de fractures.

Les céramiques sont dites élastiques fragiles, c'est-à-dire que la déformation est proportionnelle à la contrainte appliquée et lorsqu'on applique une contrainte supérieure à leur limite élastique, elles cassent de manière brutale car leur phase plastique est très limitée voire inexistante. En comparaison avec les métaux, lorsqu'on applique une contrainte supérieure à la limite élastique, ils se déforment de manière permanente avant de rompre. Les métaux sont des matériaux plastiques. De plus, les céramiques sont plus résistantes en compression qu'en traction selon un facteur 10. Pour éviter la fracture de la céramique, il est nécessaire d'éviter que la contrainte maximale en traction atteigne une valeur critique (46).

La ténacité permet de mesurer la propagation d'une fissure dans un matériau. Elle permet d'évaluer la résistance mécanique à long terme. On voit que celle-ci est plus importante pour le Y-TZP que les autres céramiques. Des fissures se développent dans la zircone, mais ce n'est pas pour autant qu'elles provoquent une fracture de la céramique (voir Figure 6).

La contrainte à la rupture dépend aussi de la taille des défauts pré existants dans la pièce. La qualité mécanique d'une pièce tient compte de toutes les étapes d'élaboration : composition de la poudre, frittage, usinage, traitement de surface et de finition. Cette notion est représentée dans la figure suivante.

Figure 13 : Evolution de la contrainte à la rupture du 3Y-TZP présentant une ténacité de $6 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ en fonction du type et de la taille de défauts



Source : Dupeux, *Science et génie des matériaux*, 2018.

2.4.3.3 Propriétés optiques

L'oxyde de zirconium possède de bonnes propriétés optiques du fait de sa couleur blanche. Son opacité à la lumière est due aux particules dispersées dont la taille est légèrement supérieure à la longueur

d'onde de la lumière et à l'indice de réfraction de sa matrice. Dans des situations antérieures, il est bien plus préférable d'avoir un pilier en zircone translucide plutôt qu'un pilier en métal dyschromique et inesthétique (47) (48).

De plus, la zircone n'entraîne pas de changement de couleur au niveau de la muqueuse ayant une épaisseur minimum de 2 mm quelle que soit le matériau de revêtement. En revanche, si l'épaisseur de gencive est inférieure à 1,5 mm, il peut y avoir certains changements de couleurs tournant autour du jaune et du bleu (49).

Enfin, tout comme les alliages métalliques, la radio-opacité élevée de la zircone permet d'améliorer l'évaluation radiographique.

2.4.3.4 Propriétés chimiques

Les céramiques à base de zircone sont chimiquement inertes et on observe aucune réaction locale ou systémiques. Le comportement in vivo du Y-TZP et des vitrocéramiques à base d'alumine sont assez semblables et ne permet pas de mettre en évidence une différence significative (50). Cependant la biocompatibilité de la zircone est supérieure à celle des autres céramiques. En effet la colonisation bactérienne des surfaces de zircone est quasi inexistante quand celle-ci est ultrapolie, contrairement aux autres céramiques qui ne peuvent pas bénéficier du même traitement de surface (30).

De plus, la zircone constitue une alternative aux métaux chez les patients ayant une allergie à ceux-ci. Il n'existe pas de données scientifiques concernant la sensibilisation spécifiques concernant le zirconium sous forme de métal (51).

Le majeur inconvénient du Y-TZP est d'avoir un mauvais comportement de vieillissement à basse température. En effet, les propriétés mécaniques sont altérées dues à des transformations spontanées de la phase tétragonale en phase monoclinique. Cette transformation se produit lorsque l'Y-TZP est en contact avec de l'eau, de la vapeur d'eau ou des fluides corporels entraînant des dommages superficiel (52). Cela aura comme conséquences de réduire la ténacité, la dureté et la densité du matériau. Cela implique des microfissures, un arrachage des grains, une génération de débris de particules et une éventuelle défaillance prématurée. Il est donc recommandé de ne pas retoucher une pièce en Y-TZP ou de la sabler favorisant cette transformation de la forme tétragonale à la forme monoclinique (53). Une étude a montré qu'au terme de dix ans de recul clinique, ce phénomène n'est pas pour l'instant considéré comme critique (52).

Le vieillissement hydrothermal des céramiques Y-TZP est dû à la présence de lacune d'oxygène dans le réseau tétragonal. Deux solutions sont proposées pour remédier à ce problème. La première est de doper la zircone avec de l'oxyde de cérium, effaçant toute lacune d'oxygène et diminuant drastiquement le vieillissement hydrothermal. La deuxième solution serait de créer des céramiques

composites en stabilisant l'oxyde de zirconium avec de l'oxyde d'alumine. Cela évite le dopage à l'oxyde d'yttrium, évitant ainsi la diffusion d'eau ou la propagation de la transformation cristalline (45).

2.4.4 Evolution des céramiques d'infrastructure

L'évolution des céramiques a eu pour objectif d'obtenir des matériaux plus résistants pour ainsi délaissier les infrastructures en métal. Les premières céramiques, feldspathiques, ont été rapidement remplacées par les céramiques feldspathiques de deuxième génération enrichies en leucite. Ensuite sont apparues les céramiques de structure essentiellement cristalline, avec la présence de 15% de verre infiltré. Enfin, les céramiques alumineuses ont été mises en place (54).

Les céramiques alumineuses possèdent des propriétés qui les indiquent pour la réalisation d'infrastructures prothétiques supra-implantaires. Aucune transformation ne perturbe la liaison alumine-céramique cosmétique. Il se trouve que depuis l'introduction de la zircone 3Y-TZP pour la réalisation de pilier prothétique, on a observé la quasi-disparition des infrastructures à base d'alumine (55).

3 : Revue systématique de la littérature

3.1 Matériels et méthode

Les critères PRISMA ont été suivis pour la réalisation de cette revue systématique (voir Annexe 1).

3.1.1 Objectifs et question de recherche

Le choix du matériau sous-gingival en prothèse supra-implantaire a déjà fait l'objet de nombreuses publications : revues narratives ou systématiques de la littérature et méta-analyses. Ces études ont permis le développement de certaines orientations cliniques et de précautions à l'égard de gestes opératoires, notamment lors du déroulé de la pose implantaire : positionnement, nombre de temps opératoires.

Cependant, il existe peu d'études faisant un comparatif de l'impact des différents matériaux de restauration prothétique sur la survie implantaire. L'évolution constante et rapide des matériaux demande une révision régulière de la littérature scientifique, afin d'établir des recommandations précises pour les praticiens. On note que la dernière revue systématique de la littérature faisant un comparatif de l'utilisation des matériaux date de 2019 alors que des dizaines publications scientifiques sont apparues depuis 2019 à propos des nouvelles performances de la zircone, que ce soit à propos de ses propriétés mécaniques ou de l'attache qu'elle permet avec les tissus environnants.

Les objectifs de cette revue systématique sont de fournir une révision de la littérature, méthodique et exhaustive, concernant le choix du matériau sous-gingival en réhabilitation implantaire unitaire, et d'établir des recommandations cliniques pour la prise en charge implanto-prothétique.

3.1.2 Critères d'éligibilité, d'inclusion et d'exclusion

Les articles éligibles pour cette revue systématique sont ceux dont le sujet traite des différents matériaux sous-gingivaux utilisés en prothèse supra-implantaire et leur impact mécanique et péri-implantaire. La base de données exploitée répertorie des articles publiés de 2014 à 2023.

Les articles sélectionnés doivent répondre aux critères d'inclusions :

- Etudes cliniques sur des patients partiellement édentés réhabilités par restauration implanto-portées unitaires.
- Utilisation d'un pilier prothétique en titane, en métal, en zircone, en céramique ou en PEEK.
- Résultats quantitatifs accessibles comprenant des critères primaires tels que le taux de survie implantaire, prothétique ou la perte osseuse marginale implantaire.

- Méta-analyses, études contrôlées, contrôlées randomisées, prospectives ou rétrospectives.
- Contenir différents paramètres secondaires permettant d'évaluer les différents matériaux notamment les suivants : la perte osseuse péri-implantaire, la profondeur de poche, l'indice de saignement ou le taux de complications.

Les critères d'exclusion sont les suivants :

- les articles non rédigés en français ou en anglais ;
- les articles traitant les prothèses amovibles ou les prothèses implantaire plurales ;
- les études portant sur les animaux ;
- les études ayant un suivi des patients inférieur à deux ans.

3.1.3 Stratégie de recherche

Les bases de données électroniques suivantes ont été consultées : PubMed, EMBASE, Cochrane, Scopus, Web of Science et LIVIVO. Afin d'obtenir les résultats les plus récents et donc pertinents, nous avons recherché des publications sur les dix dernières années.

Afin d'identifier les études éligibles pour cette revue, une stratégie de recherche détaillée a été développée basée sur les recommandations PRISMA (Annexe 1). L'équation de recherche élaborée permettant la recherche d'articles de manière la plus exhaustive a été la suivante :

« (((implant) AND (abutment)) AND (survival rate)) AND ((zirconia) OR (metal)) AND (single crown) ».

3.1.4 Sélection des articles

Après récupération des articles correspondant à l'équation de recherche sur les différentes bases de données et élimination des doublons, les articles ont été sélectionnés à partir de leur résumé par les deux examinateurs (DM et VM) de façon indépendante. Les critères de sélection d'un article à partir du résumé étaient les suivants : article rédigé en français / anglais et réhabilitation prothétique unitaire.

La réponse « non » à l'un de ces critères a entraîné la non-sélection de l'article pour la suite de la revue. Les résultats ont été discutés et comparés lors d'une réunion de consensus entre les examinateurs. Le texte intégral de chaque article sélectionné a ensuite été recherché dans les bases de données. En se basant sur les mêmes critères d'inclusion, l'éligibilité des articles sélectionnés a été évaluée sur le texte intégral indépendamment par les deux examinateurs. Le recueil des données a ensuite été réalisé, en aveugle par les deux examinateurs sur 20 % des articles, pour les articles inclus dans la revue systématique.

3.1.5 Formulaire de collecte des données

Pour extraire des données comparatives de ces études, nous utilisons le logiciel PRISM permettant de réaliser des analyses statistiques. Étant donné que nous allons comparer des moyennes, nous allons faire nos analyses statistiques selon un test non paramétrique. De plus, nous avons un nombre d'échantillons pariés ne répondant pas à la loi Normale ($n < 30$), c'est pourquoi l'ensemble de nos résultats va suivre le test de Kruskal et Wallis.

Les paramètres que nous allons comparer sont les suivants : les taux de survie de l'implant et du pilier, la profondeur de poche, le saignement au sondage, la perte osseuse péri-implantaire et les complications.

On distingue trois taux de survie différents : le taux de survie implantaire, le taux de survie du pilier et le taux de survie de la couronne. Dans le cadre de notre travail, ce sont le taux de survie implantaire et le taux de survie du pilier qui nous intéressent essentiellement. La définition du taux de survie varie d'une étude à l'autre, cependant on note une base commune à ces définitions. Le taux de survie est défini par la présence de l'implant in situ après la période de suivi observée, le taux de succès est défini par l'absence de complication technique ou biologique. Hosseini and al. ajoutent que le taux de succès d'un implant est défini selon la perte osseuse péri-implantaire. La perte osseuse doit être inférieure à 1,5mm la première année et ne doit pas augmenter de plus de 0,2 mm par an pendant cinq ans (56). La profondeur de poche au sondage (PPD) en mm, est le paramètre le plus observé dans les études. En effet, les trois méta-analyses ainsi que cinq études relèvent ce paramètre.

La perte osseuse péri-implantaire (MBL) en mm, correspond à l'évaluation radiologique de la distance entre le col implantaire et le premier point de contact visible entre os et implant. Elle a été évaluée dans les trois méta-analyses et dans quatre études.

Le taux de complication met en avant toutes les complications observées, qu'elles soient mécaniques ou biologiques. On retrouve dans les complications mécaniques le *chipping*, le descellement ou le dévissage d'un pilier ou d'une couronne, la fracture d'un pilier ou d'une couronne. On retrouve dans les échecs biologiques l'apparition d'une péri-implantite. Elles sont englobées dans une même famille dite des complications prothétiques.

Le tableau suivant résume l'ensemble des résultats des différents articles.

Tableau 5 : Tableau récapitulatif des résultats des différents articles

Identification	Taux de survie de l'implant	Taux de survie du pilier	PPD	BOP	MBL	Taux de complications
Cao and al., 2019	Pas de différence significative entre Zr et Ti	Pas de différence significative entre Zr et Ti	Pas de différence significative entre Zr et Ti	/	Pas de différence significative entre Zr et Ti	/
Hu and al., 2019	Ti > Zr > Al mais pas de différence significative	Ti > Zr > Al mais pas de différence significative	/	/	Au > Ti > Zr > Al mais pas de différence significative	/
Totou and al., 2021	Pas de différence significative entre Zr, Ti, Al et Au	Pas de différence significative entre Zr, Ti, Al et Au	/	/	/	Céramiques : 4,26% Métaux : 0%
Ayyadanveettil and al., 2021	Zr : 100% PEEK : 100%	Zr : 100% PEEK : 100%	Zr : 2,32 ± 0,50 PEEK : 2,13 ± 0,60	Zr : 0,12 ± 0,11 PEEK : 0,008 ± 0,12	Zr : 1,75 ± 0,55 PEEK : 1,65 ± 0,45	Zr : 0% PEEK : 0%
Chen and al., 2019	Zr : 100%	Zr : 100%	/	/	/	Zr : 21,9%
Cionca and al., 2021	Zr : 83%	/	Zr : 3,5 ± 1,00	/	/	Zr : 38,5%
Cooper and al., 2015	Zr : 97,2%	Zr : 100%	/	/	/	Zr : 6,5%
de Oliveira Silva and al., 2020	/	Zr : 90% Ti : 100%	Zr : 2,66 ± 1,25 Ti : 2,16 ± 0,81	Zr : 23,80 Ti : 33,30	Zr : 0,99 ± 0,41 Ti : 0,76 ± 0,21	/
Fenner and al., 2015	Al : 100% Ti : 100%	Al : 100% Ti : 100%	Al : 3,87 Ti : 4,16	Al : 45% Ti : 56%	Al : 2,5 Ti : 2,2	/
Ferrantino and al., 2022	Zr : 100% Ti : 100%	Zr : 100% Ti : 100%	Zr : 3,79 Ti : 4,13	Zr : 0,62 Ti : 0,64	/	Zr : 0% Ti : 0%
Hosseini and al., 2022	/	Zr : 77,4% Ti : 93,8%	Zr : 2,8 Ti : 2,7	/	Zr : 0,3 Ti : -0,1	Zr : 3,2% Ti : 3,2%
Rinke and al., 2015	Zr : 100%	Zr : 92,8%	/	/	/	Zr : 33,3%

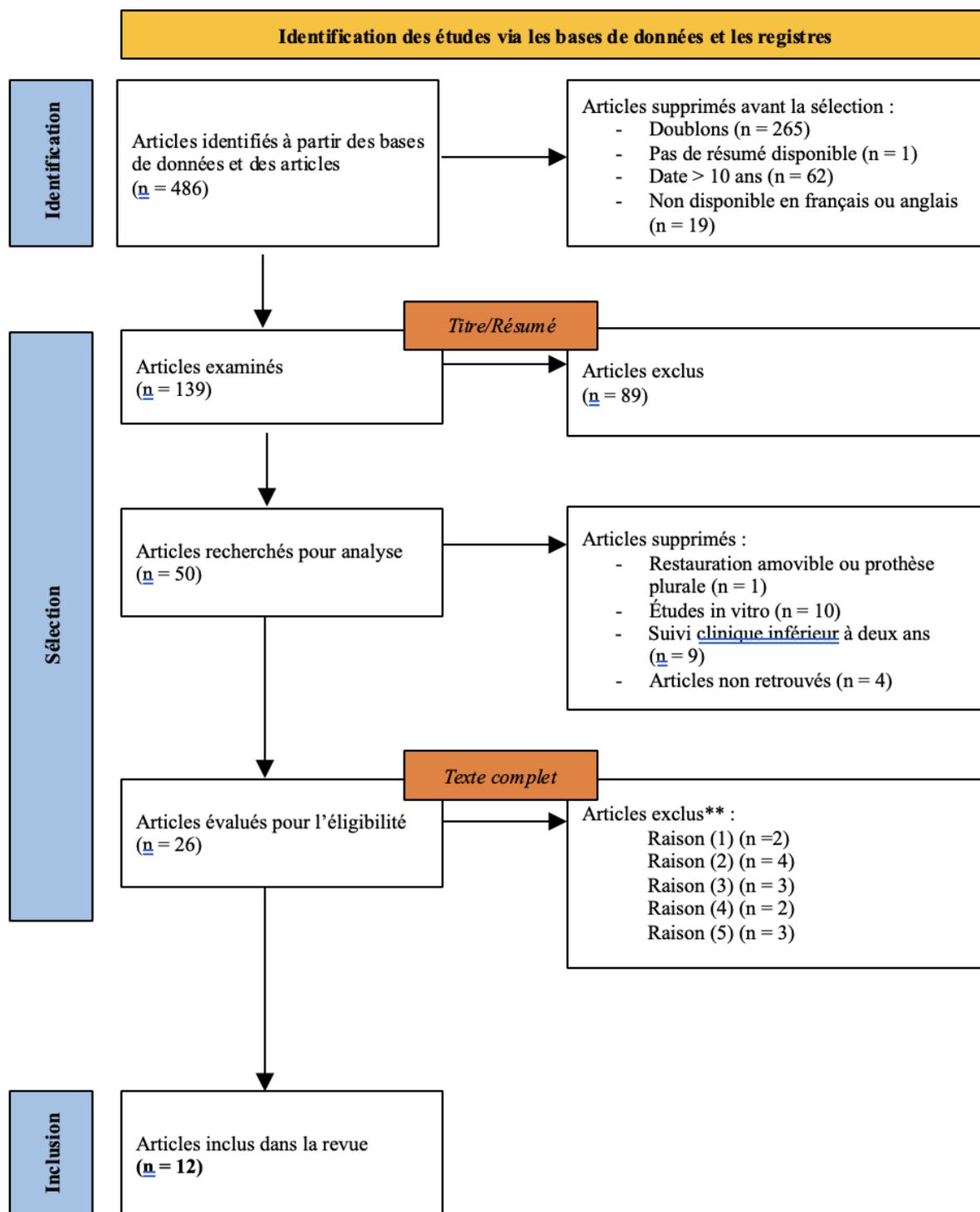
Source : Auteur, 2023.

3.2 Résultats

3.2.1 Diagramme de flux

Les stratégies de recherche ont permis d'identifier un total de 486 références : après suppression des doublons et des articles ne répondants pas aux critères d'éligibilité (citer les critères), 139 articles sont analysés titre/résumé. 50 articles sont recherchés pour analyse après lecture des titres et résumés, puis après lecture des textes complets, 12 études répondent aux critères d'inclusion et sont sélectionnées pour la revue (cf. diagramme de flux). Parmi ces 12 articles, 6 sont des études de cohorte dont 4 prospectives et 2 rétrospectives, 3 sont des essais cliniques randomisés contrôlés et 3 sont des méta-analyses. L'objectif de ce travail étant d'étudier le niveau de preuve des articles sélectionnés, nous avons distingué dans notre analyse les méta-analyse du reste des études, ne répondant pas aux mêmes critères de jugement pour l'évaluation de niveau de preuves, les rapports/séries de cas étant des études non analytiques de faible niveau de preuves et les méta-analyses de haut niveau de preuves (57).

Figure 14 : Diagramme de flux de l'étude



** (1) Impact de la connectique implantaire ; (2) impact de la CFAO ; (3) utilisation de la zircone en dentisterie de manière générale ; (4) comparaison vissée et scellée ; (5) impact du matériau de la couronne.

Source : Traduit par l'auteur, *The PRISMA 2020 statement : an updated guideline for reporting systematic review*, 2021.

3.2.2 Caractéristiques générales des articles sélectionnés

Les caractéristiques générales des méta-analyses sont rassemblées dans le tableau 6. Les objectifs de ces trois études étant proches, nous avons retrouvé quelques doublons. Les trois études analysent des données issues de cas cliniques avec une moyenne de 854 restaurations par étude réparties dans une moyenne de 21 articles par étude. L'âge moyen n'est pas communiqué dans tous les articles. L'objectif de ces publications se rapproche du notre, à savoir d'observer le taux de survie des restaurations implantaire en fonction des matériaux utilisés. Les trois méta-analyses regroupent des articles s'intéressant au titane et à la zircone. On note que l'étude de *Hu and al.* et celle de *Totou and al.* regroupent également des articles s'intéressant à l'alumine et l'or.

Tableau 6 : Caractéristiques générales des méta-analyses (haut). Analyse du niveau de preuve en suivant les recommandations GRADE (bas)

Identification d'articles	Nombre d'articles inclus / Recueil	Nombre de restaurations	Âge moyen (min-max)	Matériaux analysés	Objectif	Suivi (mois)
Cao and al., 2019	16 / RCT, CCT et cohortes	780	NR (17 à 76)	Ti / Zr	Evaluer le taux de survie d'implants en titane sur du très long terme avec des piliers en zircone et les effets de la zircone sur la perte osseuse péri-implantaire et la profondeur de poche comparé aux piliers en titane.	3 à 132
Hu and al., 2019	23 / RCT, CCT et cohortes	1006	NR	Ti / Zr / Au Al	Analyser l'impact de différents matériaux de piliers implantaires et comparer le taux de survie du pilier, la perte osseuse péri-implantaire et l'apparition de discoloration des tissus mous autour de l'implant.	0 à 60
Totou and al., 2021	24 / RCT, CCT et cohortes	776	NR	Ti / Zr / Au Al	Passer en revue les données scientifiques les plus récentes et évaluer les résultats esthétiques, biologiques et mécaniques ainsi que le taux de survie des implants en fonction de différents matériaux en secteur antérieur.	6 à 60

GRADE									
Identification	Risque de biais	Hétérogénéité des résultats	Caractère direct des données	Imprécision	Biais de publication	Force de l'association	Données d'un gradient dose-réponse	Facteurs de confusion plausibles	Score GRADE
Cao and al., 2019	Très sérieux (-2)	Non (0)	Pas d'incertitude (0)	Non (0)	Non (0)	p < 0,2 (+2)	Oui (+1)	Non (0)	1
Hu and al., 2019	Modéré (0)	Non (0)	Pas d'incertitude (0)	Non (0)	Non (0)	p < 0,2 (+2)	Oui (+1)	Non (0)	3
Totou and al., 2021	Modéré (0)	Non (0)	Pas d'incertitude (0)	Non (0)	Non (0)	p < 0,2 (+2)	Oui (+1)	Non (0)	3

Source : Auteur, 2023.

Les caractéristiques des séries de cas cliniques sélectionnés sont rassemblées dans le tableau 7. Ces neuf publications analysent des données sur 391 restaurations unitaires supra-implantaires, soit une 43,4 restaurations par étude, avec un article allant jusqu'à 128 patients. L'âge des patients va de 18 à 82 ans avec une disparité dans la position des implants (aussi bien antérieure que postérieure, aussi bien au maxillaire qu'à la mandibule). L'objectif principal de tous les articles est de mettre en avant différents paramètres cliniques suite à l'utilisation des matériaux étudiés. Notre but est d'établir un comparatif de ces études en s'appuyant sur ces paramètres et en les comparant.

Tableau 7 : Caractéristiques générales des articles sélectionnés (haut). Analyse du niveau de preuve en suivant les recommandations GRADE (bas)

Identification d'articles	Type d'étude / Recueil	Nombre de restaurations	Âge moyen (min-max)	Matériaux analysés	Objectif	Suivi (mois)
Ayyadanveettil and al., 2021	Série de cas / Essai contrôlé randomisé	40	NR (20 à 50)	Ti / PEEK	Comparer le PEEK et le titane sur différents paramètres : taux de survie de l'implant, paramètres esthétiques et biologiques	60
Chen and al., 2019	Série de cas / Etude rétrospective	32	36,2 (20 à 58)	Zr	Evaluer les performances esthétiques et mécaniques de piliers en zircone au niveau d'implants antérieurs.	72
Cionca and al., 2021	Série de cas / Etude prospective	39	51,9 (24 à 75)	Zr	Mettre en évidence les propriétés de piliers en zircone au niveau d'implants placés en postérieur après un suivi de 6 ans.	82,2 ± 5,86
Cooper and al., 2015	Série de cas / Etude prospective	128	45 ± 16 (18 à 81)	Zr	Evaluer le taux de survie et les complications des implants, des piliers et des couronnes pour des restaurations utilisant des piliers en zircone réalisées par CFAO.	28,8
de Oliveira Silva and al., 2020	Série de cas / Etude prospective	14	45,5 (18 à 69)	Ti / Zr	Mettre en évidence les résultats microbiologiques et cliniques des restaurations supportées par des implants sur des piliers en titane et en zircone après un suivi de 3 ans.	36
Fenner and al., 2015	Série de cas / Etude prospective	28	48 (27 à 82)	Ti / Al	Comparer le titane et l'alumine en tant que matériau pour pilier implantaire grâce à des paramètres cliniques, radiographiques, techniques et esthétiques.	87,6 ± 24
Ferrantino and al., 2022	Série de cas / Essai contrôlé randomisé	25	NR	Ti / Zr	Evaluer sur le long terme l'influence des piliers en titane et en zircone sur des paramètres esthétiques et cliniques.	60
Hosseini and al., 2022	Série de cas / Essai contrôlé randomisé	63	28,1	Ti / Zr	Comparer le titane et la zircone en tant que pilier implantaire sur des critères biologiques, techniques, esthétiques et selon l'expérience des patients.	62,3
Rinke and al., 2015	Série de cas / Etude rétrospective	42	55,4 ± 12,9 (22 à 74)	Zr	Déterminer le taux de survie des implants et anticiper d'éventuelles complications esthétiques et biologiques dans l'utilisation de piliers en zircone en région antérieure.	79,8 ± 25,7

Identification	GRADE								
	Risque de biais	Hétérogénéité des résultats	Caractère direct des données	Imprécision	Biais de publication	Force de l'association	Données d'un gradient dose-réponse	Facteurs de confusion plausibles	Score GRADE
Ayyadanveettil and al., 2021	Non (0)	Non (0)	Pas d'incertitude (0)	Très sérieux (-2)	Non (0)	p < 0,2 (+2)	Oui (+1)	Non (0)	1
Chen and al., 2019	Sérieux (-1)	Non (0)	Incertain (-1)	Très sérieux (-2)	Non (0)	Non (0)	Oui (+1)	Non (0)	-3
Cionca and al., 2021	Sérieux (-1)	Non (0)	Pas d'incertitude (0)	Très sérieux (-2)	Non (0)	Non (0)	Oui (+1)	Non (0)	-2
Cooper and al., 2015	Sérieux (-1)	Non (0)	Incertain (-1)	Sérieux (-1)	Non (0)	Non (0)	Oui (+1)	Non (0)	-2
de Oliveira Silva and al., 2020	Sérieux (-1)	Non (0)	Pas d'incertitude (0)	Très sérieux (-2)	Non (0)	p < 0,2 (+2)	Oui (+1)	Non (0)	0
Fenner and al., 2015	Sérieux (-1)	Non (0)	Pas d'incertitude (0)	Très sérieux (-2)	Non (0)	p < 0,5(+1)	Oui (+1)	Non (0)	-1
Ferrantino and al., 2022	Non (0)	Non (0)	Pas d'incertitude (0)	Très sérieux (-2)	Non (0)	p < 0,2 (+2)	Oui (+1)	Non (0)	1
Hosseini and al., 2022	Non (0)	Non (0)	Pas d'incertitude (0)	Sérieux (-1)	Non (0)	p < 0,5(+1)	Oui (+1)	Non (0)	1
Rinke and al., 2015	Sérieux (-1)	Non (0)	Incertain (-1)	Très sérieux (-2)	Non (0)	Non (0)	Oui (+1)	Non (0)	-3

Source : Auteur, 2023.

3.2.3 Synthèse des données recueillies

L'ensemble des restaurations prothétiques étudiées sont supra-implantaires, fixes et unitaires. Le plan de traitement se passe en deux étapes. La première étape est chirurgicale avec la pose des implants. Dans l'ensemble des études, un délai de trois mois minimums est respecté entre la phase chirurgicale

et la phase prothétique, sachant qu'en moyenne, lorsque l'implant est maxillaire, un délai d'environ six mois est observé. Selon l'étude, la phase prothétique est différente. Par exemple Cooper and al. utilisent la conception et fabrication assistée par ordinateur ; Chen et al. utilisent une empreinte physique pour la réalisation du pilier et une empreinte numérique pour la réalisation de la couronne ; Ayyadanveetil and al. utilisent une empreinte physique pour les piliers et les couronnes, en utilisant des piliers préfabriqués. Enfin la notion de suivi des patients diffère d'une étude à l'autre. Nous avons fait le choix de ne choisir des articles ayant un suivi des patients au minimum de deux ans car, lors de notre recherche, les articles ayant un suivi inférieur à deux ans avaient des conclusions similaires : il est nécessaire d'avoir un suivi plus long afin de déterminer l'efficacité de tel ou tel matériau. On peut noter que la méta-analyse de *Cao and al.* présentent un article où le suivi des patients est fait sur plus de dix ans.

3.2.3.1 Taux de survie

Le taux de survie implantaire moyen calculé par le logiciel est de 95,9 % pour les restaurations avec un pilier en zircone et de 98,3 % pour les restaurations avec un pilier en titane. Le taux de survie du pilier implantaire est de 95,9 % pour la zircone et de 100 % pour le titane. Seule la publication de Ayyadanveetil and al. nous donnent des données concernant le PEEK : le taux de survie implantaire est de 100 % et le taux de survie du pilier en PEEK de 100 %.

Le test de Kruskal-Wallis appliqué à ces paramètres montre qu'il n'y a pas de différences significatives entre les matériaux étudiés ($p = 0,8864$ pour le taux de survie de l'implant et $p = 0,4636$ pour le taux de survie du pilier).

Tableau 8 : Résultats du test de Kruskal-Willis sur le taux de survie implantaire (gauche) et le taux de survie du pilier (droite)

Kruskal-Wallis test			Kruskal-Wallis test		
1	Table Analyzed	Taux de survie implant	1	Table Analyzed	Taux de survie pilier
2			2		
3	Kruskal-Wallis test		3	Kruskal-Wallis test	
4	P value	0.8864	4	P value	0.4636
5	Exact or approximate P value?	Exact	5	Exact or approximate P value?	Exact
6	P value summary	ns	6	P value summary	ns
7	Do the medians vary signif. (P < 0.05)?	No	7	Do the medians vary signif. (P < 0.05)?	No
8	Number of groups	4	8	Number of groups	4
9	Kruskal-Wallis statistic	1.406	9	Kruskal-Wallis statistic	2.829

Source : Auteur, 2023.

3.2.3.2 Paramètres biologiques

La valeur moyenne du PPD calculé par notre logiciel pour les piliers en zircone est de 2,85 mm et pour les piliers en titane est de 3,00 mm. Le test de Kruskal-Willis ne met pas en évidence une différence significative entre le PPD des piliers en zircone et en titane ($p = 0,2699$).

D'après le test de Kruskal-Willis, il n'y a pas de différences significatives entre la perte osseuse observée lors de l'utilisation d'un pilier en zircone ou en titane ($p = 0,3565$).

Tableau 9 : Résultats du test de Kruskal-Willis sur la profondeur de sondage (gauche) et la perte osseuse péri-implantaire (droite)

Kruskal-Wallis test			Kruskal-Wallis test		
1	Table Analyzed	PPD	1	Table Analyzed	MBL
2			2		
3	Kruskal-Wallis test		3	Kruskal-Wallis test	
4	P value	0.2699	4	P value	0.3565
5	Exact or approximate P value?	Approximate	5	Exact or approximate P value?	Exact
6	P value summary	ns	6	P value summary	ns
7	Do the medians vary signif. ($P < 0.05$)?	No	7	Do the medians vary signif. ($P < 0.05$)?	No
8	Number of groups	4	8	Number of groups	4
9	Kruskal-Wallis statistic	3.923	9	Kruskal-Wallis statistic	3.408

Source : Auteur, 2023.

D'autres paramètres sont également observés ponctuellement dans les différentes études. Le *bleeding on probing* (BOP) et l'indice de saignement sont relevés dans quatre études. Les huit valeurs à notre disposition rentrées dans le logiciel ne permettent pas de mettre en évidence une différence significative entre les matériaux, ce qui correspond aux conclusions des méta-analyses ($p = 0,4250$).

Tableau 10 : Résultats du test de Kruskal-Willis sur le *bleeding on probing* (BOP)

Kruskal-Wallis test		
1	Table Analyzed	BOP
2		
3	Kruskal-Wallis test	
4	P value	0.4679
5	Exact or approximate P value?	Exact
6	P value summary	ns
7	Do the medians vary signif. ($P < 0.05$)?	No
8	Number of groups	4
9	Kruskal-Wallis statistic	3.222

Source : Auteur, 2023.

3.2.3.3 Paramètres mécanique et esthétique

Le test de Kruskal-Wallis a été appliqué pour les complications observées dans les études et nous indique qu'il n'y a pas de différences significatives pour les restaurations en zircone et en titane ($p = 0,4250$).

Tableau 11 : Résultats du test de Kruskal-Willis sur l'ensemble des complications observées

Kruskal-Wallis test		
1	Table Analyzed	Complications
2		
3	Kruskal-Wallis test	
4	P value	0.4250
5	Exact or approximate P value?	Exact
6	P value summary	ns
7	Do the medians vary signif. ($P < 0.05$)?	No
8	Number of groups	3
9	Kruskal-Wallis statistic	2.179

Source : Auteur, 2023.

Pour l'aspect esthétique, les paramètres observés selon les études ne sont pas les mêmes. *Ayyadanveettil and al.* ont calculé à l'aide d'un spectrophotomètre la différence de couleur entre la gencive péri-implantaire et la gencive d'une dent adjacente. Les résultats sont les suivants : $3,14 \pm 2,20$ pour les piliers en zircone et $2,61 \pm 1,52$ pour les piliers en PEEK. Les auteurs concluent à d'excellents résultats avec aucune coloration apparue après cinq ans. *Chen and al.* ont utilisé une échelle visuelle analogique allant de 1 à 4 pour simplifier l'évaluation : 30 des 32 piliers en zircone évalués ont un excellent résultat. *Ferrantino and al.* utilisent l'*Implant Crown Aesthetic Index (ICAI)* qui évalue cinq variables concernant la couronne et quatre variables concernant les tissus mous péri-implantaires. C'est l'*ICAI mucosa* qui nous intéresse le plus, les résultats sont les suivants : 3,64 pour la zircone et 5,93 pour le titane. Les résultats esthétiques semblent meilleurs pour la zircone que pour le titane mais l'auteur ne conclut pas de façon significative.

3.2.4 Analyse du niveau de preuve

Les revues systématiques sélectionnées ont été réalisées sur des séries de cas cliniques avec analyse de leur qualité. L'étude de *Cao and al.* montrent un très sérieux risque de biais sans de biais de publication, c'est pourquoi cette étude présente un niveau de preuve modéré. Les méta-analyses de *Hu and al.* et de *Totou and al.* montrent un niveau de preuve élevé d'après le tableau GRADE.

Concernant les neuf autres études les scores GRADE sont compris entre 1 et -3 correspondant à un niveau de preuve modéré à faible. Les essais contrôlés randomisés ont un niveau de preuve meilleur par rapport aux études rétrospectives. Le biais de publication de ces articles n'est pas mentionné et

nous invite à croire qu'il n'y en a pas. Le faible nombre de patients de certains articles induit également une imprécision avec preuves insuffisantes des résultats obtenus.

3.3 Discussion des résultats

L'objectif de ce travail était de comparer les différents matériaux pour pilier implantaire sur différents aspects en étudiant la littérature scientifique. Le travail a permis d'étudier le taux de survie des implants, des piliers prothétiques, différents paramètres biologiques, mécaniques et esthétiques sur l'utilisation des matériaux dans le cadre de prothèses supra-implantaire unitaires. Notre travail se base sur un total de 2973 restaurations implantaires, sur un échantillon de patients âgés de 17 à 81 ans. On note que la demande implantaire est croissante et concerne tout âge.

Nos résultats statistiques sur les taux de survie implantaires et du pilier se rapprochent des résultats des méta-analyses incluses dans notre travail. Hu and al. placent le titane en tant que meilleur matériau en terme de taux de survie du pilier, vient ensuite la zircone et l'alumine, et conclut qu'il n'y a pas de différence significative entre les matériaux. *Totou and al.* ajoutent également que l'utilisation de l'or en tant que pilier implantaire n'a pas de différence significative avec les autres matériaux. Cependant, comme présenté dans le tableau X (celui qui présente les résultats des articles), l'or a un mauvais impact sur l'environnement péri-implantaire.

En ce qui concerne les paramètres biologiques, nos résultats coïncident également avec les résultats trouvés dans les méta-analyses de l'étude. Nos résultats sur les profondeurs de poche observées correspondent aux résultats de la méta-analyse de *Cao and al.*. De plus, Hu and al. classent la valeur de perte osseuse péri-implantaire des matériaux de la manière suivante : l'or, le titane, la zircone et l'alumine. Cependant la conclusion est qu'il n'y a pas de différence significative entre les matériaux, coïncidant avec nos résultats.

Les complications sont difficilement comparables entre les études car la définition de complication est très différente d'une étude à l'autre. Pour *Chen and al.*, une simple usure occlusale de la couronne supra-implantaire est considérée comme une complication mécanique. Alors que pour *Cionca and al.*, seules les fortes complications techniques sont enregistrées, comme par exemple la fracture d'un pilier ou d'un implant. La méta-analyse de *Totou and al.* séparent le taux de fracture des piliers et le taux d'échec mécanique. On retrouve dans les échecs mécaniques le *chipping*, le descellement ou le dévissage d'un pilier ou d'une couronne et dans les échecs biologiques l'apparition d'une péri-implantite. Le taux de fracture moyen observé dans cette méta-analyse est de 4,26 % et le taux d'échec mécanique moyen est de 20,01 %.

Les études regroupent de nombreuses données parfois très différentes, pour le même paramètre analysé, deux études peuvent utiliser des scores ou indices différents induisant de fait un biais de mesure. C'est pourquoi il est difficile de faire un comparatif au même niveau pour toutes les études. Pour l'aspect esthétique des matériaux, nous n'avons pas pu utiliser de test comparatif étant donné que les paramètres utilisés étaient différents selon l'étude. Nos observations ne montrent pas de différences entre les matériaux. *Ferrantino and al.* concluent tout de même qu'aussi bien pour le titane que pour la zircone, la couleur et la transparence de la muqueuse se dégrade de 12 à 60 mois. En effet, pour le titane, un tatouage noir de la muqueuse peut apparaître alors que pour la zircone l'auteur observe dans certains cas la présence de *white spot* sur les tissus mous. Hu and al. ont pour résultat que le titane est le matériau qui colore le plus les tissus mous, suivi de l'or et de la zircone. L'auteur précise que ces résultats sont à nuancer car aucune méta-analyse ne révèle une différence significative. Totou and al. mettent en avant les paramètres suivants : ICAI, *Pink Esthetic Spot* et *White Esthetic Spot* (PES / WES) et l'indice de plaque. L'étude met en avant les mêmes conclusions que Hu and al., elle ajoute qu'il y a une corrélation entre l'épaisseur des tissus mous et la différence de couleur des tissus.

L'ensemble des résultats de notre travail va dans le sens de la littérature scientifique jusqu'ici : il n'existe pas de différence significative entre titane et zircone. Ce résultat peut être interprété de deux façons. Malgré tous les avantages qu'on pourrait trouver à la zircone par rapport au titane (meilleure performance esthétique, meilleure biocompatibilité avec le milieu buccal), elle offre les mêmes résultats que le titane. Dans un autre sens, la zircone est souvent utilisée comme argument commercial de très bonne survie implantaire, ce qui n'est pas vrai dans l'absolu. *Cionca and al.* relèvent un taux de complications de 38,5 % dans son étude, dont 17,5 % de complications mécaniques. Parmi ces complications mécaniques, il relève six piliers en zircone sur six patients différents fracturés au niveau de la plateforme implantaire. *Rinke and al.* relèvent eux un taux de complications de 33,3 % dont cinq cas de chipping du pilier et quatre cas de dévissage du pilier.

Un avantage que peut avoir la zircone sur le titane est qu'on peut réaliser une couronne en une séance. En effet la réalisation d'une couronne supra-implantaire transvissée sur ti-base en full-zircone est possible contrairement au titane qui nécessite deux pièces prothétiques. Certes, la zircone n'a pas de lien avec les tissus mous, mais nous avons vu précédemment la bonne biocompatibilité du titane avec ceux-ci. Outre le gain de temps, si l'empreinte est faite en numérique, il y a un réel intérêt économique car on n'utilise plus de matériau d'empreinte physique et plus modèles de travail physiques. Dans les situations cliniques adéquates, cette option offre une alternative économique pour le patient et pour le praticien.

3.4 Limites et perspectives

A l'issue de notre revue systématique de la littérature, nous pouvons répondre à notre question de recherche initiale en disant que nous n'avons pas trouvé de différence significative entre la zircone et le titane. Les articles étudiés possèdent un niveau de preuve très différents, notamment certains articles avec un échantillon très faible. L'échelle GRADE n'est pas adaptée pour les séries de cas mais pour les revues systématiques. Une autre échelle aurait pu être utilisée : Newcastle, Ottawa ou Bradford Hills modifiée (58). Cependant, l'échantillon que nous avons constitué dans ce travail nous permet d'avoir un échantillon représentatif des propriétés des matériaux sous-gingivaux en prothèse supra-implantaire. Il est difficile d'établir un matériau de référence en prothèse fixée supra-implantaire unitaire étant donné que chaque situation clinique est singulière.

Aujourd'hui, la zircone est en perpétuelle évolution pour trouver le meilleur compromis entre propriétés biologiques et mécaniques. On joue notamment sur la concentration d'oxyde d'yttrium. Des zircone type 5Y-TZP sont de plus en plus testées et utilisées, cependant il est légitime de se poser la question de savoir si tous ces essais permettront de trouver un matériau influençant la survie implantaire et prothétique.

Conclusion

Ce travail de recherche exhaustive dans la littérature a permis d'analyser les articles les plus récents concernant notre sujet et d'évaluer leur qualité. Nos conclusions sont qu'à l'heure actuelle, les deux matériaux infragingivaux de référence en prothèse fixée supra-implantaire unitaire sont la zircone et le titane. Il n'y a pas de différences significatives entre l'utilisation de la zircone et du titane en termes de taux de survie. Cependant chaque situation clinique est unique et doit être étudié individuellement. Il est ainsi extrêmement difficile de faire un arbre décisionnel universel permettant d'orienter le chirurgien dentiste dans le choix du matériau infragingival. Ce résultat nous permet quand même d'arriver au raisonnement de choisir le matériau non pas en fonction des conséquences biologiques, mais des valeurs mécaniques et esthétiques. Ainsi, nous pourrions tout de même recommander l'utilisation d'un pilier implantaire en zircone en restauration antérieure afin d'avoir le meilleur résultat esthétique et l'utilisation d'un pilier en titane en postérieur pour profiter des meilleures qualités mécaniques du matériau.

L'essor des nouvelles technologies nous oblige à nous questionner en permanence sur nos prothèses fixées supra-implantaires. C'est pourquoi de nombreuses études sont publiés dans la littérature scientifique de manière très régulière sans pour autant qu'il y ait un réel consensus. Il convient donc de mettre en commun, comme nous l'avons fait dans ce travail, l'ensemble des connaissances à notre portée afin d'améliorer la prise en charge de ces patients.

Bibliographie

1. Chen P, Nikoyan L. Guided implant surgery : a technique whose time has come. *Dent Clin North Am.* 2021;65(1):67-80.
2. Su FY, Tsai JC, Morton D, Lin WS. Use of intraoral scan for implant-supported dental prosthesis to design and fabricate a CAD-CAM verification device : a dental technique. *J Prosthet Dent.* 2021;125(2):204-7.
3. Nothdurft FP, Fontana D, Ruppenthal S, May A, Aktas C, Mehraein Y, et al. Differential behavior of fibroblasts and epithelial cells on structured implant abutment materials : a comparison of materials and surface topographies. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17(6):1237-49.
4. Borie M, Lecloux G, Bosshardt D, Barrantes A, Haugen HJ, Lambert F, et al. Peri-implant soft tissue integration in humans - influence of materials : a study protocol for a randomised controlled trial and a pilot study results. *Contemp Clin Trials Commun.* 2020;19:100643.
5. Farawati FA, Nakaparksin P. What is the optimal material for implant prosthesis ? *Dent Clin North Am.* 2019;63(3):515-30.
6. Gargiulo AW, Wentz FM, Orban B. Dimensions and relations of the dentogingival junction in humans. *J Periodontol.* 1961;32(3):261-7.
7. Schmidt JC, Sahrman P, Weiger R, Schmidlin PR, Walter C. Biologic width dimensions : a systematic review. *J Clin Periodontol.* 2013;40(5):493-504.
8. Kan JYK, Rungcharassaeng K, Umezu K, Kois JC. Dimensions of peri-implant mucosa : an evaluation of maxillary anterior single implants in humans. *J Periodontol.* 2003;74(4):557-62.
9. Bosshardt DD, Lang NP. The junctional epithelium : from health to disease. *J Dent Res.* 2005;84(1):9-20.
10. Schroeder HE, Listgarten MA. The gingival tissues : the architecture of periodontal protection. *Periodontol 2000.* 1997;13:91-120.
11. Smola H, Stark HJ, Thiekötter G, Mirancea N, Krieg T, Fusenig NE. Dynamics of basement membrane formation by keratinocyte-fibroblast interactions in organotypic skin culture. *Exp Cell Res.* 1998;239(2):399-410.
12. Shaw LM, Olsen BR. FACIT collagens : diverse molecular bridges in extracellular matrices. *Trends Biochem Sci.* 1991;16(5):191-4.
13. Alimohamad H, Habijanac T, Larjava H, Häkkinen L. Colocalization of the collagen-binding proteoglycans decorin, biglycan, fibromodulin and lumican with different cells in human gingiva. *J Periodontal Res.* 2005;40(1):73-86.
14. McCulloch CA, Bordin S. Role of fibroblast subpopulations in periodontal physiology and pathology. *J Periodontal Res.* 1991;26(3 Pt 1):144-54.
15. Schupbach P, Glauser R. The defense architecture of the human periimplant mucosa : a histological study. *J Prosthet Dent.* 2007;97(6 Suppl):S15-25.

16. Lin GH, Chan HL, Wang HL. The significance of keratinized mucosa on implant health : a systematic review. *J Periodontol.* 2013;84(12):1755-67.
17. Ikeda H, Yamaza T, Yoshinari M, Ohsaki Y, Ayukawa Y, Kido MA, et al. Ultrastructural and immunoelectron microscopic studies of the peri-implant epithelium-implant (Ti-6Al-4V) interface of rat maxilla. *J Periodontol.* 2000;71(6):961-73.
18. Schou S, Holmstrup P, Stoltze K, Hjørting-Hansen E, Fiehn NE, Skovgaard LT. Probing around implants and teeth with healthy or inflamed peri-implant mucosa/gingiva. A histologic comparison in cynomolgus monkeys (*Macaca fascicularis*). *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(2):113-26.
19. Schierano G, Ramieri G, Cortese M, Aimetti M, Preti G. Organization of the connective tissue barrier around long-term loaded implant abutments in man. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(5):460-4.
20. Romanos GE, Schröter-Kermani C, Weingart D, Strub JR. Health human periodontal versus peri-implant gingival tissues : an immunohistochemical differentiation of the extracellular matrix. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(6):750-8.
21. Berglundh T, Lindhe J. Dimension of the periimplant mucosa. Biological width revisited. *J Clin Periodontol.* 1996;23(10):971-3.
22. Carcelain G, Chevailler A, Fournel S. Immunologie fondamentale et immunopathologie. Enseignements thématiques et intégré. Tissu lymphoïde et sanguin Immunopathologie et immuno-intervention. 2e édition, Issy-les-Moulineaux :Elsevier Masson SAS; 2018. XIV-327 p.
23. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8(1):19-31.
24. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989;4(3):241-7.
25. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CHF. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II : Fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18 Suppl 3:86-96.
26. Del Amo FSL, Yu SH, Sammartino G, Sculean A, Zucchelli G, Rasperini G, et al. Peri-implant soft tissue management : Cairo opinion consensus conference. *Int J Environ Res Public Health.* 2020;17(7):E2281.
27. Steigmann M, Monje A, Chan HL, Wang HL. Emergence profile design based on implant position in the esthetic zone. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2014;34(4):559-63.
28. Saadoun AP, Touati B. Soft tissue recession around implants : is it still unavoidable ? - Part I. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2007;19(1):55-62; quiz 64.
29. González-Martín O, Lee E, Weisgold A, Veltri M, Su H. Contour management of implant restorations for optimal emergence profiles : guidelines for immediate and delayed provisional restorations. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2020;40(1):61-70.
30. Linkevicius T. Zero bone loss concepts by prof. Tomas Linkevicius. A path to crestal bone stability. *Periospot.* 2020 [cité 15 juin 2023]. Disponible sur: <https://periospot.com/zero-bone-loss-concepts-by-prof-tomas-linkevicius-a-path-to-crestal-bone-stability/>

31. Visai L, Rimondini L, Giordano C, Del Curto B, Sbarra MS, Franchini R, et al. Electrochemical surface modification of titanium for Implant abutments can affect oral bacteria contamination. *J Appl Biomater Biomech*. 2008;6(3):170-7.
32. Mukaddam K, Astasov-Frauenhoffer M, Fasler-Kan E, Marot L, Kisiel M, Steiner R, et al. Novel titanium nanospike structure using low-energy helium ion bombardment for the transgingival part of a dental implant. *Nanomaterials (Basel)*. 2022;12(7):1065.
33. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching : a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2006;26(1):9-17.
34. Luongo R, Traini T, Guidone PC, Bianco G, Cocchetto R, Celletti R. Hard and soft tissue responses to the platform-switching technique. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2008;28(6):551-7.
35. Mishra SK, Gaddale R, Sonnahalli NK, Chowdhary R. Platform-Switching Concept in dental implants : a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials with a minimum follow-up of 3 Years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2021;36(5):e97-109.
36. Tabata LF, Assunção WG, Adelino Ricardo Barão V, de Sousa EAC, Gomes EA, Delben JA. Implant platform switching : biomechanical approach using two-dimensional finite element analysis. *J Craniofac Surg*. 2010;21(1):182-7.
37. Schrottenboer J, Tsao YP, Kinariwala V, Wang HL. Effect of microthreads and platform switching on crestal bone stress levels : a finite element analysis. *J Periodontol*. 2008;79(11):2166-72.
38. Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on platform switching : is there any biomechanical rationale ? *Clin Oral Implants Res*. 2007;18(5):581-4.
39. Gregoire G, Grosogeat B, Millet P, Rocher Ph. Alliages dentaires. Société Francophone des Biomateriaux Dentaires (SFBD) [Internet]. 2010 [cité 9 juin 2023]. Disponible sur: <https://docplayer.fr/6923870-Alliages-dentaires-societe-francophone-des-biomateriaux-dentaires-sfbd-g-gregoire-b-grosogeat-p-millet-et-ph-rocher.html>
40. Ottria L, Lauritano D, Andreasi Bassi M, Palmieri A, Candotto V, Tagliabue A, et al. Mechanical, chemical and biological aspects of titanium and titanium alloys in implant dentistry. *J Biol Regul Homeost Agents*. 2018;32(2 Suppl. 1):81-90.
41. Hildebrand HF, Veron C, Martin P. Nickel, chromium, cobalt dental alloys and allergic reactions : an overview. *Biomaterials*. 1989;10(8):545-8.
42. Davis JR. ASM International. 2000 [cité 9 juin 2023]. ASM specialty handbook: nickel, cobalt, and their alloys. Disponible sur: https://www.asminternational.org/asm-specialty-handbook-nickel-cobalt-and-their-alloys/results/-/journal_content/56/06178G/PUBLICATION/
43. Lucchetti MC, Fratto G, Valeriani F, De Vittori E, Giampaoli S, Papetti P, et al. Cobalt-chromium alloys in dentistry : an evaluation of metal ion release. *J Prosthet Dent*. 2015;114(4):602-8.
44. Pereira GKR, Venturini AB, Silvestri T, Dapieve KS, Montagner AF, Soares FZM, et al. Low-temperature degradation of Y-TZP ceramics : a systematic review and meta-analysis. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2015;55:151-63.
45. Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, Clarke DR. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia : lessons learned and future trends. *J. Am. Ceram. Soc*. 2009;92(9):1901-20.

46. Ashby MF, Jones DRH. Engineering materials 2 : an introduction to microstructures and processing. Fourth edition. Amsterdam: Elsevier/Butterworth-Heinemann; 2013. 553 p.
47. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I : core materials. *J Prosthet Dent.* 2002;88(1):4-9.
48. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent.* 2002;88(1):10-5.
49. Jung RE, Sailer I, Hämmerle CHF, Attin T, Schmidlin P. In vitro color changes of soft tissues caused by restorative materials. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2007;27(3):251-7.
50. Covacci V, N B, G M, C A, Ga R, C P, et al. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials* [Internet]. 1999 [cité 15 juin 2023];20(4). Disponible sur: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10048410/> *Biomaterials.* 1999 ;20(4):371-6
51. Gökçen-Röhlig B, Saruhanoglu A, Çifter E, Evlioglu G. Applicability of zirconia dental prostheses for metal allergy patients. *The international journal of prosthodontics.* 2010;23:562-5.
52. Pereira GKR, Muller C, Wandscher VF, Rippe MP, Kleverlaan CJ, Valandro LF. Comparison of different low-temperature aging protocols : its effects on the mechanical behavior of Y-TZP ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;60:324-30.
53. Flinn BD, deGroot DA, Mancl LA, Raigrodski AJ. Accelerated aging characteristics of three yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline dental materials. *J Prosthet Dent.* 2012;108(4):223-30.
54. Silva LH da, Lima E de, Miranda RB de P, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics : a review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res.* 2017;31(suppl 1):e58.
55. Larsson C, Vult von Steyern P. Five-year follow-up of implant-supported Y-TZP and ZTA fixed dental prostheses. A randomized, prospective clinical trial comparing two different material systems. *Int J Prosthodont.* 2010;23(6):555-61.
56. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants : a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986;1(1):11-25.
57. Fiftieth guideline developer's handbook, NHS Scottish Intercollegiate Guidelines Network (SIGN). 2011; Disponible sur: https://www.sign.ac.uk/assets/sign50_2011.pdf
58. Murad MH, Sultan S, Haffar S, Bazerbachi F. Methodological quality and synthesis of case series and case reports. *BMJ Evid Based Med.* 2018;23(2):60-3.

Table des figures

Figure 1 : Représentation schématique des tissus parodontaux	4
Figure 2 : Aspect clinique de la gencive saine chez l'adulte.....	5
Figure 3 : Représentation schématique des fibres parodontales	6
Figure 4 : Représentation schématique de l'attache supra-crestale	7
Figure 5 : Comparaison des principales différences entre le modèle parodontale et le modèle péri-implantaire	10
Figure 6 : Représentation schématique de l'espace biologique péri-implantaire	11
Figure 7 : Représentation schématique de l'attache épithéliale péri-implantaire	13
Figure 8 : Représentation en 3D de l'organisation des fibres de collagènes obtenue au microscope à contraste de phase	14
Figure 9 : Comparaison des forces appliquées sur l'implant en compression (à gauche) et en flexion (à droite).....	17
Figure 10 : Représentation schématique des zones mises en jeu dans la gestion du profil d'émergence	20
Figure 11 : Transformation allotropique de l'oxyde de zirconium pendant le réchauffement et le refroidissement	28
Figure 12 : Réaction du Y-TZP face à des contraintes	29
Figure 13 : Evolution de la contrainte à la rupture du 3Y-TZP présentant une ténacité de 6 MPa.m ^{1/2} en fonction du type et de la taille de défauts	30
Figure 14 : Diagramme de flux de l'étude	37

Table des tableaux

Tableau 1 : Masse spécifique et propriétés thermiques de différents matériaux.....	24
Tableau 2 : Masse spécifique et propriétés thermiques de différents matériaux.....	25
Tableau 3 : Propriétés mécaniques et physiques de deux alliages de cobalt-chrome	27
Tableau 4 : Propriétés mécaniques de la zircone comparée à d'autres céramiques.....	29
Tableau 5 : Tableau récapitulatif des résultats des différents articles	36
Tableau 6 : Caractéristiques générales des méta-analyses (haut). Analyse du niveau de preuve en suivant les recommandations GRADE (bas)	38
Tableau 7 : Caractéristiques générales des articles sélectionnés (haut). Analyse du niveau de preuve en suivant les recommandations GRADE (bas)	39
Tableau 8 : Résultats du test de Kruskal-Willis sur le taux de survie implantaire (gauche) et le taux de survie du pilier (droite).....	40
Tableau 9 : Résultats du test de Kruskal-Willis sur la profondeur de sondage (gauche) et la perte osseuse péri-implantaire (droite).....	41
Tableau 10 : Résultats du test de Kruskal-Willis sur le <i>bleeding on probing</i> (BOP)	41
Tableau 11 : Résultats du test de Kruskal-Willis sur l'ensemble des complications observées.....	42

Annexes

Annexe 1 : Grille de validation PRISMA pour la réalisation des revues systématiques

Section/sujet	Critères de contrôle	Page N°
MÉTHODE		
Protocole et enregistrement	✓ Indiquer si un protocole de revue de la littérature existe, s'il peut être consulté et où (par exemple, l'adresse web), et, le cas échéant, fournir des informations d'identification, y compris le numéro d'enregistrement.	35
Critères d'éligibilité	✓ Spécifier les caractéristiques de l'étude (par exemple, PICOS, durée de suivi) et les caractéristiques du rapport (par exemple, années considérées, langues, statuts de publication) utilisées comme critères d'éligibilité, et justifier ce choix.	34
Sources d'information	✓ Décrire toutes les sources d'information (par exemple : bases de données avec la période couverte, échange avec les auteurs pour identifier des études complémentaires) de recherche et la date de la dernière recherche.	35
Recherche	✓ Présenter la stratégie complète de recherche automatisée d'au moins une base de données, y compris les limites décidées, de sorte qu'elle puisse être reproduite.	35
Sélection des études	✓ Indiquer le processus de sélection des études (c.-à-d. : triage, éligibilité, inclusion dans la revue systématique, et, le cas échéant, inclusion dans la méta-analyse).	35
Extraction des données	✓ Décrire la méthode d'extraction de données contenues dans les rapports (par exemple : formulaires pré-établis, librement, en double lecture) et tous les processus d'obtention et de vérification des données auprès des investigateurs.	36
Données	✓ Lister et définir toutes les variables pour lesquelles des données ont été recherchées (par exemple : PICOS, sources de financement) et les suppositions et simplifications réalisées.	36
Risque de biais inhérent à chacune des études	✓ Décrire les méthodes utilisées pour évaluer le risque de biais de chaque étude (en spécifiant si celui-ci se situe au niveau de l'étude ou du résultat), et comment cette information est utilisée dans la synthèse des données.	37
Quantification des résultats	✓ Indiquer les principales métriques de quantification des résultats (par exemple : <i>risk ratio</i> , différence entre les moyennes).	37
Synthèse des résultats	✓ Décrire les méthodes de traitement des données et de combinaison des résultats des études, si effectué, y compris les tests d'hétérogénéité (par exemple : I^2) pour chaque méta-analyse.	37
Risque de biais transversal aux études	✓ Spécifier toute quantification du risque de biais pouvant altérer le niveau de preuve global (par exemple : biais de publication, rapport sélectif au sein des études).	37
Analyses complémentaires	✓ Décrire les méthodes des analyses complémentaires (par exemple : analyses de sensibilité ou en sous-groupes, méta-régression), si effectuées, en indiquant celles qui étaient prévues <i>a priori</i> .	37
RÉSULTATS		
Sélection des études	✓ Indiquer le nombre d'études triées, examinées en vue de l'éligibilité, et incluses dans la revue, avec les raisons d'exclusion à chaque étape, de préférence sous forme d'un diagramme de flux.	39
Caractéristiques des études sélectionnées	✓ Pour chaque étude, présenter les caractéristiques pour lesquelles des données ont été extraites (par exemple : taille de l'étude, PICOS, période de suivi) et fournir les références.	41
Risque de biais relatif aux études	✓ Présenter les éléments sur le risque de biais de chaque étude et, si possible, toute évaluation des conséquences sur les résultats (voir item 12).	46
Résultats de chaque étude	✓ Pour tous les résultats considérés (positifs ou négatifs), présenter, pour chaque étude : (a) une brève synthèse des données pour chaque groupe d'intervention ; (b) les ampleurs d'effets estimés et leurs intervalles de confiance, idéalement avec un graphique en forêt (<i>forest plot</i>).	43
Synthèse des résultats	✓ Présenter les principaux résultats de chaque méta-analyse réalisée, incluant les intervalles de confiance et les tests d'hétérogénéité.	43
Risque de biais transversal aux études	✓ Présenter les résultats de l'évaluation du risque de biais transversal aux études (voir item 15).	46
Analyse complémentaire	✓ Le cas échéant, donner les résultats des analyses complémentaires (par exemple : analyses de sensibilité ou en sous-groupes, méta-régression [voir item 16]).	50
DISCUSSION		
Synthèse des niveaux de preuve	✓ Résumer les principaux résultats, ainsi que leur niveau de preuve pour chacun des principaux critères de résultat ; examiner leur pertinence selon les publics concernés (par exemple : établissements ou professionnels de santé, usagers et décideurs).	50
Limites	✓ Discuter des limites au niveau des études et de leurs résultats (par exemple : risque de biais), ainsi qu'au niveau de la revue (par exemple : récupération incomplète de travaux identifiés, biais de notification).	51
Conclusions	✓ Fournir une interprétation générale des résultats dans le contexte des autres connaissances établies, et les impacts pour de futures études.	54

Vu, les Directeurs de thèse

Vu, le Doyen de l'UFR d'Odontologie

Docteur Hélène CITTERIO

Professeur Vianney DESCROIX

Docteur Victor MARTIANO

Vu, le Président d'Université Paris Cité

Professeur Édouard KAMINSKI

Pour le Président et par délégation,

Le Doyen Vianney DESCROIX

Impact du choix du matériau infra-gingival en prothèse supra-implantaire unitaire : revue systématique de la Littérature

David Memmi. Impact du choix du matériau infra-gingival en prothèse supra-implantaire unitaire : revue systématique de la Littérature. 2024. 53 p. : ill., tabl. Réf. bibliographiques p. 47-50

Sous la direction de M. le Docteur Victor Martiano et Mme le Docteur Hélène Citterio

Université Paris Cité
UFR d'Odontologie
1, rue Maurice Arnoux - 92120 Montrouge
5, rue Garancière - 75006 Paris