



Évolution de l'interface implant-pilier pour les piliers Plateforme-switching au cours du temps. Une revue de la littérature

William Jean, Olivier Aumailley

► To cite this version:

William Jean, Olivier Aumailley. Évolution de l'interface implant-pilier pour les piliers Plateforme-switching au cours du temps. Une revue de la littérature. Sciences du Vivant [q-bio]. 2021. dumas-03359296

HAL Id: dumas-03359296

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03359296>

Submitted on 30 Sep 2021

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

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

U.F.R. D'ODONTOLOGIE

Année : 2021

Thèse n°43

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

Présentée et soutenue publiquement

Par AUMAILLEY, William, Jean, Olivier

Né le 14 novembre 1994 à Bordeaux

Le 24/08/2021

**Évolution de l'interface implant-pilier pour les piliers
Plateforme-switching au cours du temps.
Une revue de la littérature**

Sous la direction du Dr. François ROUZE L'ALZIT

Membres du jury :

M. CATROS, Sylvain
M. PITEU, Florian
M.me FENELON, Mathilde
M. D'INCAU, Emmanuel

Professeur des Universités
Assistant Hospitalo-Universitaire
Maitre de conférences
Maitre de conférences

Président
Rapporteur
Assesseur
Assesseur

UNIVERSITE DE BORDEAUX

MAJ
11/01/2021

Président M. TUNON DE LARA Manuel

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

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

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

ENSEIGNANTS DE L'UFR

PROFESSEURS DES UNIVERSITES

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

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

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

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

AUTRES ENSEIGNANTS

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

ASSISTANTS

M.	Bastien	BERCAULT	Chirurgie Orale	57-01
M.	Baptiste	BERGES	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Mathilde	BOUDEAU	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
Mme	Virginie	CHUY	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-02
M	Pierre-Hadrien	DECAUP	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Laura	DONNET	Biologie Orale	57-01
Mme	Julia	ESTIVALS	Odontologie pédiatrique	56-01
Mr	Pierre-André	GUILLAUD	Parodontologie	57-01
Mme	Jane	GOURGUES	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-02
Mr	Louis	HUAULT	Sciences anatomiques et physiologiques	58-01
Mme	Mathilde	JACQUEMONT	Parodontologie	57-01
Mme	Clémence	JAECK	Prothèse dentaire	58-01
Mr	Aymeric	JOUBERT DU CELLIER	Dentisterie restauratrice et endodontie	58-01
Mr	Jean-Baptiste	IRIBARREN	Dentisterie restauratrice et endodontie	58-01
Mme	Claudine	KHOURY	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-02
Mme	Camille	LACAULE	Orthopédie dento-faciale	56-01
M.	Antoine	LAFITTE	Orthopédie dento-faciale	56-01
Mme	Léa	MASSE	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Aude	MENARD	Prothèse dentaire	58-01
M	Florian	PITEU	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Rawen	SMIRANI	Parodontologie	57-01
Mme	Florianne	VILLAT	Dentisterie restauratrice et endodontie	5801
M.	Clément	VACHEY	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M	Paul	VITIELLO	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Sophia	ZIANE	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
Mme	Laurie	FUCHS	Odontologie pédiatrique	56-01

REMERCIEMENTS

A notre Président de thèse

Monsieur le professeur Sylvain CATROS

Professeur des universités – Praticien Hospitalier

Sous-section Chirurgie Orale 57-01

Je tenais à vous remercier de l'honneur que vous me faites en acceptant de présider le jury de cette thèse. Merci également pour les enseignements de qualité que vous nous avez apporté tant en cours théorique au sein de la faculté qu'en clinique au centre hospitalier universitaire.

Veillez trouver dans ce travail l'expression de ma plus haute considération.

A notre Directeur de thèse

Monsieur le Docteur François ROUZE L'ALZIT

Assistant Hospitalo-Universitaire Associé

Sous-section Prothèse dentaire 58-01

Je vous remercie infiniment de m'avoir permis de réaliser cette thèse et de m'avoir accompagné tout au long de sa rédaction. Votre bienveillance et votre disponibilité ont été d'un appui précieux au cours de son élaboration. Je vous remercie de la gentillesse avec laquelle vous m'avez accueillie au sein de la sous-section prothèse. Veuillez trouver ici l'expression de toute ma sympathie et l'assurance de mes sentiments respectueux.

A notre Rapporteur de thèse

Monsieur le Docteur Florian PITEU

Assistant Hospitalo-Universitaire

Sous-section Prothèse dentaire 58-01

Je tenais à te remercier de l'honneur que tu me fais en acceptant de juger cette thèse et d'en être le rapporteur. Je te remercie également sincèrement pour le temps que tu as accordé à répondre à mes diverses questions lors des remplacements que j'ai eu la joie d'effectuer avec toi.

A notre Assesseur :

Madame la Docteure Mathilde FENELON

Maitre de conférences des Universités – Praticienne Hospitalier

Sous-section Chirurgie Orale 57-01

Je vous remercie d'avoir accepté de juger ce travail. Merci de m'avoir partagé vos connaissances, votre expérience et votre sympathie. C'est un plaisir pour moi de vous avoir dans ce jury.

Veillez accepter mes remerciements les plus sincères et toute ma reconnaissance.

A notre Assesseur

Monsieur le Docteur Emmanuel D'INCAU

Maître de conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Sous-section prothèse dentaire 58-01

Je vous remercie d'avoir accepté de juger ce travail. Je vous remercie de m'également pour la qualité de vos enseignements tant théoriques que cliniques au sein de l'hôpital Pellegrin et la pédagogie avec laquelle vous les dispensez. Veuillez accepter mes remerciements les plus sincères et toute ma reconnaissance.

Remerciements personnels :

A mes parents, merci, merci du fond du cœur pour le soutien tout au long de ma vie personnelle et scolaire. Vous êtes un modèle dont je m'inspire tous les jours afin de devenir une meilleure personne. Merci pour tout l'amour que vous m'avez apporté. Encore une fois merci.

A mes frères, Stéphane et Louis. Stéphane pour avoir tracé la voie avant moi, c'est en grande partie grâce à toi que j'ai pu faire ce que je voulais et, même si je ne l'ai pas pris, c'est aussi grâce à toi que j'aurai pu faire l'internat à Bordeaux. Louis pour être toujours présent et attentif aux autres, tu as un grand cœur et cela fait de toi une personne en or. Maintenant que tu as trouvé ta voie, je suis sûr que tu sauras t'éclater dans ce magnifique métier que tu as choisi.

A mes grands-parents et ma tante, merci pour votre amour et soutien inconditionnels, merci pour cette enfance dorée dont vous avez su nous faire profiter à mes frères et moi. Merci à ma grand-mère maternelle, car même si tu ne pourras plus suivre ou lire ces remerciements je sais que tu serais fier.

A ma famille, mes cousins, mon parrain, merci pour votre soutien.

A Baptiste R, merci d'avoir été présent lors des moments difficiles. Merci d'être un ami hors pair. Je te dois beaucoup, c'est ton esprit compétitif qui m'a inspiré à toujours faire de mon mieux et m'a permis d'être là où j'en suis aujourd'hui.

A Camille M, Pauline M, merci pour ces années de lycée inoubliable, pour avoir rendu cette PACES supportable. Je vous souhaite le meilleur avenir professionnel et personnel possible.

A Laura B, même si nos chemins se sont séparés, je tenais malgré tout à te remercier. Je te souhaite d'être la plus heureuse possible.

A Benjamin D, merci pour ces années d'amitié et de rires et même si je t'ai abandonnée en 6^e année, merci d'avoir été mon binôme de préparation à l'internat. Ton investissement et ta passion feront de toi un chirurgien hors pair.

A Erina C, ma binôme de soirée et surtout de trajet post-soirée. Merci pour ton sourire, pour ton humour et pour ta joie de vivre.

A Marion C, Mathilde B et Camille B, le trio du fun, trois rayons de Soleil, trois magnifiques personnes. Vous savez animer les times up comme personne. Merci pour ces années de fac.

A Adrien A et Marie-Line D, mes binômes de Pellegrin. Adrien, pour cette introduction qui, même si particulière, annonçait une amitié très intéressante. Marie-Line, même si tu as tendance à tacher les sols de l'hôpital, je serai honoré de faire tes futures PAC. Merci de m'avoir attendu alors que je finissais mes RTE à 13H40. Vous êtes des amours.

A Mayalen D et Camille D, merci pour cette bonne humeur, ces rires, ces sourires radieux et soirées où vous avez su enflammer le dance-floor.

A Ines B, ma binôme de TP qui a failli me faire m'étouffer de rires lors des TP d'OCE.

A tous mes amis de promotion, du lycée et du collège bien trop nombreux pour tous les citer, merci d'avoir fait de ma scolarité une expérience incroyable dont je suis un peu triste de voir la fin.

Table des matières :

INTRODUCTION :	14
1. CONTEXTE DE L'ETUDE :	15
1.1. INTERFACE PILIER-IMPLANT :	16
1.1.1. <i>Le Titane</i>	17
1.1.1.1. <i>Propriétés physiques et mécaniques :</i>	17
1.1.1.1.2. <i>Mise en œuvre</i>	18
1.1.2. <i>La Zircône :</i>	18
1.1.2.1. <i>Propriétés mécanique et physique :</i>	19
1.1.2.2. <i>Mise en œuvre</i>	20
1.1.3. <i>Les alliages Cobalt-Chrome :</i>	20
1.1.3.1. <i>Propriétés mécaniques et physiques :</i>	20
1.1.3.2. <i>Mise en œuvre :</i>	21
1.2. ALTERATION DE L'INTERFACE IMPLANT-PILIER :	21
1.2.1. <i>Altérations chimiques :</i>	21
1.2.1.1. <i>La corrosion :</i>	21
1.2.1.2. <i>La corrosion bactérienne :</i>	23
1.2.1.3. <i>La corrosion électroglavanique :</i>	24
1.2.2. <i>Altérations physiques :</i>	26
1.2.2.1. <i>Les différents mécanismes d'usure :</i>	26
1.2.2.2. <i>Théorie du troisième corps :</i>	27
2. MATERIELS ET METHODE :	29
2.1. PROTOCOLE D'ETUDE :	29
2.2. STRATEGIE DE RECHERCHE :	29
2.3. SELECTION DES ETUDES :	31
2.4. ÉVALUATION DE LA QUALITE :	32
3. RESULTATS :	33
3.1. RESULTATS GENERAUX DE LA RECHERCHE :	33
3.2. SYNTHESSES DES RESULTATS :	35
3.2.1. <i>Types d'études :</i>	35
3.2.2. <i>Évaluation de la qualité des études :</i>	35
3.2.3. <i>Résultats scientifiques :</i>	35
3.2.3.1. <i>Corrosion, usure et électroglavanisme (tableau 5) :</i>	35
3.2.3.2. <i>Adaptation de l'interface pilier-implant (tableau 6) :</i>	37
3.2.3.3. <i>Réaction des tissus environnants (tableau 7) :</i>	37
4. DISCUSSION :	39
4.1. DISCUSSION DES RESULTATS :	39
4.2. ALTERNATIVES :	41
4.2.1. <i>Choix du matériau du pilier :</i>	41
4.2.2. <i>Design des connectiques :</i>	41
4.2.3. <i>Prothèse scellée/ prothèses vissées :</i>	42
4.3. BIAIS DE L'ETUDE :	42
CONCLUSION :	43
BIBLIOGRAPHIE :	44

ANNEXES :	54
INDEX DES FIGURES ET TABLEAUX :	66
CORRESPONDANCE POUR DROIT D'IMAGE :	67

Introduction :

La compensation des édentements est l'une des principales préoccupations de notre métier. Les possibilités de remplacement de ces pertes peuvent être classées en trois catégories :

- La solution adjointe, l'une des moins coûteuse mais qui a pour principale inconvénient de ne pas être fixée.
- La solution fixée, plus esthétique, plus confortable et stable, elle présente, cependant, le défaut de devoir se reposer sur deux dents (de part et d'autre de l'édentement) et donc implique un certain coût tissulaire.
- La troisième possibilité est celle de l'implant dentaire, elle a pour avantage de présenter les qualités de la solution fixée sans le coût tissulaire, le plus grand inconvénient de l'implant dentaire restant son coût.

C'est cette solution qui a retenu notre attention, en effet de nombreux facteurs peuvent perturber le taux de survie et de succès de ces implants. Or il est possible d'observer des traces de corrosion et usure sur la surface des implants ayant subi un échec après ostéointégration.

Devant ce constat une question se dresse, y'a-t-il un lien entre dégradation de la connexion implantaire et réaction inflammatoire péri-implantaire ?

L'objectif de ce travail de revue de la littérature est donc de regrouper les données publiées sur le sujet de l'évolution dans le temps des différentes interfaces implant-pilier, pour les implants plateforme-switching, en fonction des matériaux utilisés. Ainsi après une succincte présentation des différents matériaux et mécanismes impliqués dans l'évolution de la connexion implant-pilier dans le temps, nous exposerons les résultats de cette recherche sur la corrosion, l'usure, l'adaptation ainsi que les réactions des tissus péri-implantaires. Nous tenterons alors de dégager les conclusions pour éclairer sur le choix de la meilleure association implant-pilier à utiliser pour limiter les réactions péri-implantaire.

1.CONTEXTE DE L'ETUDE :

Face à la perte d'un ou plusieurs organes dentaires, les solutions de remplacement historiques tel que les bridges ou encore la prothèse amovible partielle sont progressivement supplémentées par l'implantologie.

En effet, depuis la découverte de la non toxicité et de la tolérance de l'os face au titane en 1952 et la description de ce phénomène baptisé ostéo-intégration en 1977 par Brånemark et coll. (1), cette solution prothétique est devenue un incontournable.

Seulement, alors que l'implantologie est en plein essor, les problématiques associées à ce type de traitement suivent la même évolution. Plusieurs articles rapportent des taux de survie entre 84,16% et 96,11% à 10 ans (2-6). Cependant le taux de survie n'indique en réalité que la présence de l'implant en fonction sur l'arcade mais pas s'il y a présence ou non d'atteinte inflammatoire de type péri-implantite ou mucosite.

La sortie de la nouvelle classification des conditions saines et pathologiques des tissus parodontaux et péri-implantaires par Caton et coll. (7) a changé l'approche des atteintes péri-implantaires et permet une considération plus importante des paramètres cliniques afin de définir un diagnostic entre mucosite péri-implantaire et péri-implantite (8). French et coll. (9) ont publié une étude rétrospective en cohorte faisant état d'une prévalence de mucosite de 38,6% et d'une prévalence de péri-implantite de 4,7% à 7ans.

Les conséquences de ces atteintes parodontales sont la perte d'os marginal autour du col implantaire, c'est-à-dire en regard de la connexion implant-pilier. L'étiologie de la perte osseuse est multifactorielle (10). Cependant un des facteurs pourrait être en lien avec le vieillissement de l'interface entre l'implant et le pilier. En 2009, Mouhyi et coll. (11) considèrent la corrosion comme l'un des facteurs déclencheurs de la perte osseuse. La même année Geetha et coll. (12) décomptent, eux aussi, les phénomènes de corrosion et d'usure de l'interface implantaire comme l'un des facteurs d'échec implantaire. En condition buccale le titane ainsi que les alliages constituant les piliers implantaires ont une tendance à la corrosion (13,14). La corrosion entre l'implant et les piliers implantaires peut être le résultat de processus mécaniques ou électrochimiques (15). L'adaptation, et plus particulièrement le défaut de perméabilité est aussi un facteur à prendre en considération (16). En effet, l'interface pilier-implant se situe dans les fluides gingivaux et un défaut de perméabilité peut influencer l'usure et la corrosion des surfaces en contacts (17).

En 2019 Alde et coll. (18) ont fait le constat que, malgré le nombre d'études réalisées chaque année sur le taux de survie implantaire, peu d'études avaient une période de suivi à 10 ans et décrivaient toutes les complications survenues.

Pjertusson et coll. (19) ont étudié dans une revue de la littérature le taux de survie et le taux de complication des restaurations implanto-portées. Ils rapportent les différents types de complications implantaires dont des phénomènes d'usure et de corrosion. Également, l'étude d'Omelado et coll. (20) a mis en évidence la présence de particules métalliques intra-osseuses au niveau d'implants en échecs par perte de

l'ostéointégration. Cela indique que le processus corrosif peut avoir un effet sur le succès implantaire.

Cette interface pilier-implant est donc une « zone à risque » et sa compréhension une nécessité afin d'écartier un des cofacteurs des pathologies péri-implantaires.

1.1. Interface pilier-implant :

L'interface pilier-implant est la zone d'opposition des surfaces entre l'implant et le pilier ce qui définit la connexion implantaire.

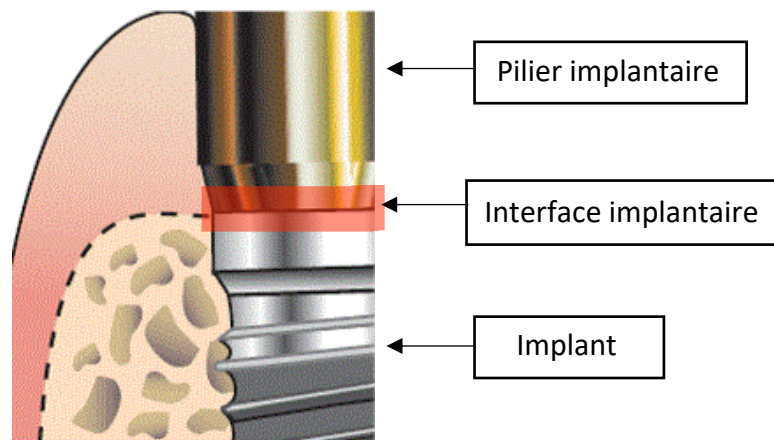


Figure 1 : Interface implantaire

L'implant permet l'ancrage du système implanto-prothétique au niveau osseux. Il peut être composé de :

- Titane commercialement pur (TiCP) de grade 1 à 4,
- Alliages de titane de type Ti6Al4V (titane enrichi en vanadium et en aluminium) ou TiZr (alliage de titane et de zircon),
- PEEK (polyuréthéréthercétone),
- Céramique polycristalline de type Zircon (Zr).

Le pilier permet de supporter la future prothèse implantaire qui pourra être transvissée ou scellée. Il peut être composé de :

- TiCP de grade 1 à 4,
- Ti6Al4V ou TiZr,
- PEEK,
- Zr,
- Alliages précieux et semi-précieux de type alliages d'or (Au), de platine (Pt) ou d'argent (Ag),
- Alliages non-précieux de type cobalt-chrome (Co-Cr) ou nickel-chrome (Ni-Cr).

Les principaux matériaux utilisés au niveau clinique sont le titane, la zircon et les alliages cobalt-chrome pour les piliers et titane ou zircon pour les implants.

1.1.1. Le Titane

Matériau de choix pour la conception implantaire, le titane présente d'excellentes propriétés. Utilisé sous forme d'alliage de titane, il est réparti selon cinq grades dépendant de leur composition chimique : 1 à 4 pour les alliages commercialement pur (TiCP) et le grade 5 comme l'alliage titane-aluminium-Vanadium (Ti6AL4V).

Les piliers en titane de grade 4 ou 5 sont aujourd'hui considérés comme la référence avec un recul clinique suffisant vis-à-vis de leur pérennité. On peut cependant leur retirer l'aspect esthétique car ils entraînent une coloration grisâtre des tissus mous et empêche la transmission lumineuse.

1.1.1.1. Propriétés physiques et mécaniques :

La multiplicité des combinaisons chimiques ainsi que les différentes morphologies microstructurales permettent d'obtenir une variété extrêmement importante de propriétés mécaniques :

	Limite élastique (Mpa)	Limite de rupture (MPa)	Module d'élasticité (GPa)	Allongement (%)	Dureté (Vickers)	CET (10 ⁻⁶ /°C)
Grade 1	200	290-410	105-110	>30	120	8-9
Grade 2	250	390-540	105-110	>22	150	8-9
Grade 3	320	460-590	105-110	>18	170	8-9
Grade 4	390	540-740	105-110	>16	200	8-9
Ti-6Al-4V	895	965	114	18	36	8,6-9,2

Figure 2 : propriétés mécaniques du titane commercialement pur et allié (Ti6Al4V) DIN 17850 Titanium

De plus il possède une masse volumique de $4,5 \text{ g.cm}^{-3}$ ce qui est quatre fois moins important que les alliages à base d'or. Il possède un point de fusion élevé, environ 1720°C , le classant parmi les alliages réfractaires. Sa dureté est comparable à celle des alliages à base d'or (210 à 465HVN). Son coefficient d'expansion thermique est de $8-9 \times 10^{-6} \cdot ^{\circ}\text{C}^{-1}$.

Le titane et ses alliages ont donc des propriétés comparables à d'autres alliages dentaires. En effet, les propriétés mécaniques des TiCP sont proche de celles des alliages d'or de types III ou IV, celles du Ti6Al4V sont proches des alliages Co-Cr, excepté pour leur module d'élasticité plus bas (21)

La résistance à la corrosion d'un alliage détermine la quantité de matériaux (produits de corrosion) rejetée par ce dernier dans le milieu biologique environnant. Celle du titane et celles de ses alliages sont considérées comme excellentes.

1.1.1.2. Mise en œuvre

Actuellement, on peut dénombrer une vingtaine de systèmes différents de mise en forme du titane. Tous ces systèmes utilisent principalement deux grands principes de mise en forme : la coulée et l'usinage.

- Coulée :

La température de fusion élevée, sa forte réactivité à haute température et sa faible masse volumique rendent délicat le remplissage parfait du moule (22).

Le titane en fusion réagit avec le revêtement et crée en surface de la pièce prothétique, une couche superficielle polluée appelée alpha-case (23) dont l'épaisseur est comprise entre 10 et 100 pm. Cette couche possède des propriétés moindres tant sur le plan mécanique, que sur le plan de la résistance à la corrosion (24, 25) et doit être éliminée après coulée, par usinage et/ou par sablage.

Le titane étant très réactif à haute température, il est nécessaire de travailler sous atmosphère raréfiée ou sous vide. En effet, l'incorporation d'oxygène, d'azote ou de carbone modifie les propriétés de l'alliage (26).

- Usinage :

L'usinage par soustraction comme décolletage, taraudage, fraisage est possible avec le titane. Les outils travailleront à faible vitesse de couple avec un bon système de refroidissement. On obtient un excellent état de surface des pièces usinées.

L'usinage mécanique direct du titane par des systèmes de conception et de fabrication par ordinateur (CFAO) de couronnes et de bridges sont aujourd'hui performants et nombreux sur le marché

1.1.2. La Zircone :

L'évolution des technologies a permis d'élargir le panel de matériaux constituant les composants implantaires notamment avec des céramiques polycristallines dont la Zircone (Oxyde de Zirconium ; ZrO_2) fait partie.

A l'état pur, ce dioxyde de zircone se présente sous trois formes cristallines stables dans différentes phases de température (27) :

- Monoclinique, stable à température ambiante de 1170°C
- Quadratique, stable de 117° à 2370°C
- Cubique, stable au-delà de 2370°, jusqu'à la température de fusion à 2680°C.

Afin de maximiser les propriétés mécaniques de la zircone elle est partiellement stabilisée à l'Yttrium (présent à 3% molaire), La zircone obtenue est alors métastable : tout apport d'énergie (choc ou une contrainte mécanique par exemple) pourra faire évoluer l'état stable, de quadratique vers monoclinique (Zircone 3Y-TZP). Ainsi la propagation d'une microfissure, apporte l'énergie, et la phase quadratique se transforme immédiatement en phase monoclinique stable thermodynamiquement,

l'énergie de la fissure est donc absorbée. De plus un gonflement local pince la fissure et sa propagation : la résistance et la ténacité sont accrues (28).

La zircone est un matériau utilisé pour la réalisation de piliers implantaire mais également d'implants dentaires.

1.1.2.1. Propriétés mécanique et physique :

Les céramiques sont en général mécaniquement caractérisées par une faible résistance à la traction et à la flexion, une bonne résistance à la compression et une absence totale de déformation plastique (29).

La zircone a un module de Young relativement bas (220GPa), autrement dit elle permet une légère déformation avant la rupture chose unique ; pour un matériau à rupture fragile (30). Sa dureté est de 1000-1300 HVN, ce qui est deux fois plus important que celle du titane.

Une propriété intéressante de la zircone est le renforcement par transformation de phase. Ce comportement consolide la structure à la suite d'une fissure. Ce terme comprend aussi bien l'accroissement de la ténacité que l'accroissement de la résistance (31) et est à la base des bonnes propriétés mécaniques de la zircone.

Ce renforcement est une transformation instantanée qui se développe alors que la température diminue. On observe donc un accroissement du module de Young avec l'augmentation des contraintes (32).

Cependant le principal point faible de la zircone reste sa susceptibilité à la fracture. Malgré sa résistance à la propagation de fissure, l'absence de déformation plastique sous contraintes ainsi que l'épaisseur réduite de matériau au niveau de la connectique rendent les piliers zircone plus susceptibles à cette cause d'échec que leur homologue en titane. Pour contourner cet inconvénient au niveau du pilier, l'industrie propose aujourd'hui des piliers « à 2 étages », une base titane sur lequel on ajoute de la zircone (figure 2). Le moyen de liaison entre la zircone et son embase titane ne semble pas jouer de rôle quant à la résistance de l'ensemble et les piliers « à deux étages » peuvent être considérés comme une véritable alternative aux piliers en titane pour les restaurations dans le secteur antérieur en particulier (33).

Enfin l'eau agit sur les matériaux comme un corrosif et facilite l'ouverture des fissures. Or la zircone, comme tout matériau fortement ionique, est très sensible à l'eau. Par chance le renforcement par transformation de phase lui permet malgré tout de présenter de bonnes propriétés mécaniques bien supérieures à l'alumine. (34)



Figure 3. (a) pilier CAD/CAM tout zircone (b) pilier zircone collé sur base titane.

Une revue de la littérature réalisée par Yu et coll. (35) rapporte un haut taux de survie des traitements par pilier zircone à 5 ans, associé à une stabilité biologique adéquate toutefois non supérieur aux piliers titane.

1.1.2.2. Mise en œuvre

La mise en œuvre de la zircone est essentiellement faite par usinage. On peut distinguer les piliers préfabriqués et les piliers personnalisés. Ces derniers sont issus d'une conception-fabrication entièrement assistée par ordinateur (CAD-CAM) leur conférant une grande versatilité.

1.1.3. Les alliages Cobalt-Chrome :

Les alliages cobalt-chrome concernent uniquement les piliers implantaires. Ils font partie des alliages non précieux répertoriés sous la norme NF EN ISO 22674 de mars 2007, cette norme s'applique aussi pour les alliages précieux (36). Ces alliages, aussi désignés sous le terme de stellites, ont été utilisés dans leur première application odontologique dans la confection des châssis métalliques des prothèses amovibles partielles et en orthopédie dento-faciale en raison de leur excellente rigidité sous faible épaisseur et leur bonne tolérance biologique. Pour ces raisons son usage s'est étendu à la prothèse fixée et aux piliers implantaires.

1.1.3.1. Propriétés mécaniques et physiques :

Le cobalt confère à l'alliage, résistance, rigidité et dureté (limite de rupture, 820MPa, module d'élasticité de 220, dureté jusqu'à 465 MPa) (37-39). Le CET de ces alliages étant proche de ceux des alliages précieux permet l'utilisation des mêmes céramiques. On caractérise la valeur d'adhésion céramo-métallique par la norme ISO-DIS 9693 (aux alentours de 25MPa) (40). L'utilisation d'un bonding, matériau pour favoriser l'adhésion sur les alliages Co-Cr est nécessaire (41)

Le molybdène qui est un durcisseur comme le tungstène permet de diminuer le coefficient d'expansion thermique. Ce dernier élément améliore la passivation dans les solutions acides (chlorhydrique et sulfurique ou dans des solutions salines (chlorure de sodium) ou salivaires artificielles.

L'ajout du chrome apporte à l'alliage non précieux une forte résistance au ternissement et à la corrosion, en particulier pour les alliages coulés de type Co-Cr-Mo. La quantité de chrome dans la composition de l'alliage affecte la résistance à la corrosion (42). A partir d'une teneur en chrome de 18%, on obtient une couche de passivation complète, constituée par une fine pellicule d'oxyde de chrome ; qui confère au matériau une forte résistance à la corrosion.

1.1.3.2. Mise en œuvre :

Les piliers Cobalt-Chrome ont été réalisés dans un premier temps par surcoulée d'un pilier calcinable, mais de nos jours la méthode la plus répandue est l'usinage par CFAO d'un bloc de Cobalt-Chrome avec une connexion préfabriquée (Premilied).

1.2. Altération de l'interface implant-pilier :

La position sous-gingivale de l'interface associée à un flux salivaire constant et la présence de différentes compositions peut entraîner une altération des matériaux via plusieurs mécanismes :

- Altérations chimiques par corrosion suite à la mise en place d'un métal dans un milieu spécifique. La particularité en odontologie est la présence de bactéries dans le milieu biologique pouvant participer à cette altération chimique. De plus de par la présence probable de matériaux ayant des compositions différentes, il peut se produire une altération électrochimique par formation d'un couple galvanique.
- Altérations physiques par usure dues à la friction des surfaces en opposition au niveau de la connectique.

Un autre élément à prendre en compte est la nature de ces produits de corrosion et leur toxicité. Certains alliages comme le Cobalt-Chrome ou Nickel-Chrome, malgré une résistance à la corrosion équivalente à celle du titane, semblent induire une réaction inflammatoire chronique de leur environnement (43).

1.2.1. Altérations chimiques :

1.2.1.1. La corrosion :

L'AFNOR (Association Française de NORmalisation) définit la corrosion comme l'interaction physico-chimique entre un métal et son milieu environnant entraînant des modifications dans les propriétés du métal et souvent une dégradation fonctionnelle du métal lui-même, de son environnement ou du système technique constitué par les deux facteurs sous la norme NF ISO 8044 (novembre 2015) (44). La corrosion est le produit d'une oxydo-réduction entre le matériau et un agent oxydant de l'environnement. En milieu buccal on retrouve donc une oxydation du métal avec un transfert d'électrons (anode donc production d'électrons par réaction d'oxydation) vers l'agent oxydant (cathode donc consommation d'électrons et donc réaction de réduction). La zircone n'est bien entendu pas concernée par le phénomène de corrosion.

Les phénomènes de corrosion diffèrent en fonction du milieu d'exposition, ils peuvent donc être divisés en corrosion généralisée et/ou localisée.

Par corrosion généralisée on entend une corrosion qui intervient lorsque la corrosion est homogène. Dans le cas du titane, cette homogénéité de réaction est due à la non-sélectivité du milieu vis-à-vis des défauts structuraux des alliages de titane. La passivation du titane étant une oxydation, elle forme une couche d'oxydes de l'ordre de 50 à 100 Å en une minute à l'exposition de l'air atmosphérique. Ce phénomène est applicable à tous les métaux immergés dans une solution électrolytique. Il s'agit de la forme de corrosion la plus simple à mesurer où la vitesse de corrosion est quasiment identique sur l'intégralité de la surface (45).

La corrosion localisée survient lorsque le biomatériau est exposé à un environnement pour lequel il présente une réaction spécifique. Cette sélectivité est d'origine diverse du fait du matériau (présence d'inclusions, rupture locale de la couche de passivation, etc..) et du milieu (variation locale de concentration, de pH, de température ou de pression) (45)

En odontologie nous sommes en présence d'implant en Ti et de pilier en Ti ou en Co-Cr qui sont en contact permanent avec le milieu extérieur constitué par la salive. Le milieu salivaire constitue donc un électrolyte dont la composition chimique et les conditions physiques sont modifiées en permanence (concentration, saturation en oxygène, température, pH).

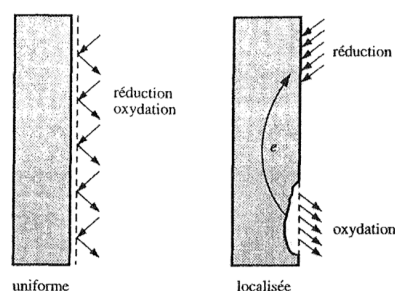


Figure 4. Corrosion uniforme et corrosion localisée d'un métal (45)

Les mécanismes de corrosion peuvent également être distingués par les dommages provoqués à savoir :

- L'aspect des dommages :
 - Corrosion par piqure (*pitting*). C'est la corrosion d'une surface métallique confinée en un point pour une zone très réduite et qui prend la forme d'une cavité de quelques dizaines de micromètres. Elle est produite par des anions, notamment les chlorures sur les métaux protégés par un film d'oxyde (type titane) et peut être très rapide (46).
 - Corrosion par aération différentielle : Ce type de corrosion est induit par une dissymétrie de teneur en oxygène de la solution corrosive. La corrosion par aération différentielle peut, par exemple, se produire à cause de la différence de teneur en oxygène entre la partie supra-

gingivale et la partie sous gingivale d'une restauration coronaire. Le métal se corrodera dans la région où l'électrolyte est déficitaire en oxygène dissous (46).

- La localisation des dommages : corrosion intergranulaire. Il s'agit d'une corrosion galvanique qui se produit au sein même d'un alliage. Elle est due à des différences importantes de potentiel de dissolution des phases constitutives d'un alliage. Elle se produit préférentiellement aux joints de grains et peut être due à la présence de précipités ou impuretés. Cependant elle est peu fréquente dans les alliages dentaires (46).
- Un mécanisme associé : type corrosion sous contrainte. Celle-ci se produit lorsque l'action conjointe d'un environnement et de contraintes mécaniques conduit à la destruction par fissuration. Il s'agit principalement de contraintes de traction. L'amplitude de la contrainte, ou la durée d'application, influence le temps au bout duquel se produira la rupture locale d'un film de passivation. Dans le cas des alliages de titane la corrosion sous contrainte est favorisée par le phénomène de fragilisation hydrogène. Ce gaz présent en solution peut infiltrer le réseau métallique et former des phases hydrides, au voisinage desquelles la résistance aux chocs est diminuée et la propagation de fissure est favorisée.

1.2.1.2. La corrosion bactérienne :

La corrosion bactérienne (figure 6) rassemble tous les phénomènes de corrosion où les micro-organismes, agissant directement ou par l'intermédiaire des substances provenant de leur métabolisme, jouent un rôle primordial soit en accélérant un processus déjà établi, soit en créant les conditions favorables à son établissement (47).

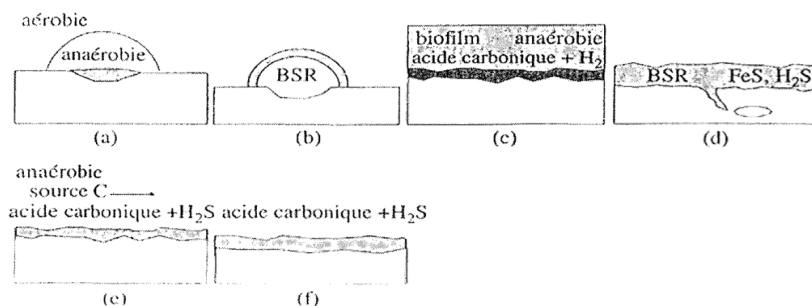


Figure 5. Mécanisme de corrosion bactérienne :

(a) dommages localisés causés par des organismes aérobies ou réducteurs de sulfates; (b) corrosion perforante par aération sous des tubercules microbiens; (c) endommagement par sulfato-réduction ;

(d) corrosion perforante ou superficielle par des organismes réducteurs de sulfates, possibilité de fragilisation par de l'hydrogène (pores, fissures) ; (e) dommages causés par des micro-organismes fermenteurs, anaérobies facultatifs; (f) corrosion perforante ou superficielle par des acides organiques ou des complexant (47).

Il a été montré dans de nombreux domaines industriels que la corrosion bactérienne (ou biocorrosion) pouvait causer des dommages importants sur les structures métalliques (48).

Il est à noter que certaines espèces de bactéries sulfato-réductrices sont retrouvées en bouche et principalement dans les poches parodontales (49,50). Ainsi l'espèce *Bactéroïdes corrodens* a été identifiée en bouche depuis longtemps et *Desulfovibrio fairfieldensis* ont été mis en évidence comme présent dans la poche parodontale (51,52). Les bactéries sulfato-réductrices utilisent le sulfate présent dans la l'alimentation pour leur métabolisme, mais celui-ci peut aussi provenir de sources endogènes comme la fermentation des glycoprotéines salivaires (mucines) par les streptocoques oraux, le sulfate libre du fluide gingival, la libération de glycoaminoglycanes présents dans les protéoglycanes de la matrice extracellulaire des tissus de soutien (53).

A notre connaissance il n'existe pas d'étude relatant le rôle des micro-organismes de la flore buccale sur la corrosion de l'interface implant-pilier.

1.2.1.3. La corrosion électroglavanique :

La corrosion électrogalvanique correspond à une corrosion accélérée d'un métal par contact électrique avec un métal plus noble. Selon Tuna et coll. (54), en fonction du potentiel des métaux en contact dans le milieu électrolytique, l'un se comportera comme l'anode et l'autre comme la cathode. Le plus noble est la cathode et le plus actif est l'anode, formant ainsi une « cellule galvanique » de corrosion.

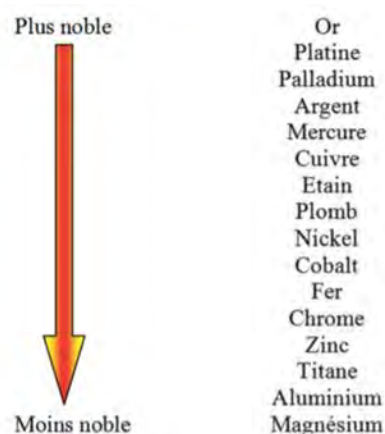


Figure 6. Échelle galvanique du plus noble au moins noble des métaux (55).

La formation de cette cellule ou couple galvanique entre deux métaux ou alliages ayant des potentiels différents entraîne la création d'un courant électrique appelé courant galvanique. La création de ce courant dans la cavité buccale va être dépendant de la formation de macropile et/ou de micropile. Une macropile se forme en présence de deux matériaux métalliques de nature différente dans le milieu buccale. Par exemple, la vis implantaire en titane (fortement anodique) et la prothèse supra-implantaire en or (fortement cathodique). Une micropile est induite lorsqu'il existe plusieurs phases au sein du même alliage métallique. Par exemple, pour les alliages titane biphasé Ti6Al4V ou entre le TiCP de grade 4 et sa couche de passivation composé d'oxydes de titane (56). La pile est donc le siège d'une réaction d'oxydo-réduction entre deux couples réducteur-oxydant. Elle devient donc un générateur électrochimique en convertissant de l'énergie chimique en énergie électrique par transfert indirect d'électrons (57).

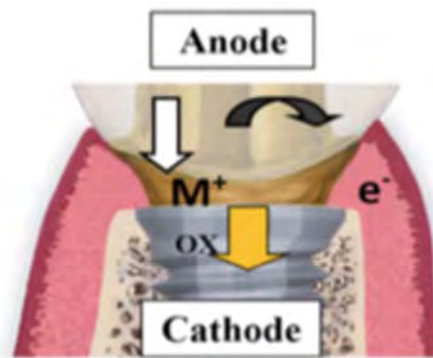


Figure 7. Couple galvanique au sein du système implantaire (73).

Concernant le titane, la couche de passivation réduit considérablement le taux de corrosion. Cette couche protège la cathode en portant le système à un potentiel suffisamment cathodique pour que la réaction ne puisse avoir lieu, en d'autres termes cette couche de passivation va rendre la réaction de réduction au niveau de la cathode thermodynamiquement impossible et donc arrêter la dissolution de la partie anodique (56).

L'électro-galvanisme oral a lieu quand il y a une différence au niveau des potentiels électriques entre des restaurations métalliques différentes. Avec les métaux et les alliages, la corrosion est toujours accompagnée par la libération d'ions et de la création d'un courant. A partir de la composition des alliages présents dans la cavité buccale, on peut prédire l'importance du risque de corrosion. Plus la proportion d'éléments métalliques non nobles s'accroît plus le risque de corrosion augmente (57).

Lors du couplage entre le titane de l'implant et les suprastructures prothétiques il y a donc création d'un couple galvanique si deux métaux de potentiels différents sont en contact par le biais de la salive (58,59). Pour connaître la valeur du potentiel de corrosion de l'alliage seul il est possible de se référer à l'échelle d'électropositivité. Elle permet de connaître lequel des métaux en présence sera corrodé et lequel sera protégé au sein d'une solution corrosive (60). Cependant elle ne permet pas de prédire l'évolution de la corrosion galvanique. Pour cela il faut ajouter une analyse cinétique qui s'ajuste aux caractéristiques du milieu. Il faut donc définir les couples intensité/potentiel pour chaque élément présent du couple dans un électrolyte donné (61,62). Grâce à cela on obtient des courbes de polarisation qui permettent de prévoir le potentiel et le courant de couplage.

La corrosion des alliages utilisés dans la restauration prothétique implantaire peut donc être influencé par :

- La composition de l'alliage,
- La phase structurale de l'alliage,
- L'état de surface (dureté, présence d'une couche de passivation),
- Le temps d'exposition,
- Les contraintes mécaniques,
- La présence d'ions fluorures modifiant et le pH,
- La plaque dentaire avec les micro-organismes,
- La saturation en oxygène du milieu.

Nous pouvons ajouter à cela l'adaptation du pilier. En effet selon Prado et coll. (16) et Dibart et coll. (17), les microgaps favoriseraient la pénétration de micro-organismes qui peuvent avoir une influence sur la corrosion et l'usure des surfaces en contact.

1.2.2. Altérations physiques :

L'usure d'un solide est généralement définie comme une perte de matière, un mouvement de matière ou une transformation de matière en surface sous l'effet d'une interaction avec un autre milieu (solide dans notre cas).

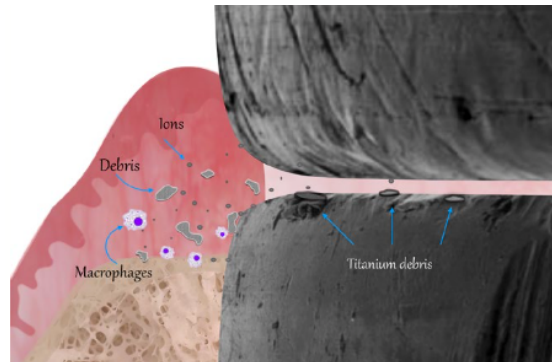


Figure 8. Schéma de l'usure au niveau de la connexion implant pilier (63)

1.2.2.1. Les différents mécanismes d'usure :

- L'usure adhésive

Elle est caractérisée par un transfert de matière d'une surface vers l'autre lors de leur mouvement relatif et résulte des forces adhésives agissant à la jonction des aspérités de surface (64)

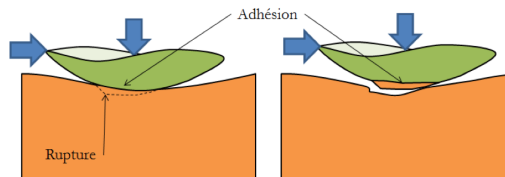


Figure 9. Mécanisme de l'usure adhésive (65).

- L'usure abrasive :

Elle résulte d'une aspérité dure endommageant la surface d'un matériau plus tendre. La présence d'une particule dure provient soit d'un matériau dur, soit de débris captifs

entre les surfaces. La résistance à l'abrasion est généralement en relation avec la dureté, mais sans proportionnalité.

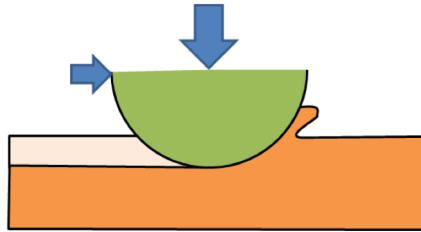


Figure 10. Mécanisme de l'usure abrasive (65).

- L'usure corrosive :

Elle apparaît lorsque l'environnement interagit chimiquement ou électriquement avec l'une ou les deux surfaces. La vitesse d'usure dépend donc de la réactivité chimique des surfaces dans le milieu.

- L'usure par fatigue :

Certains mouvements des molécules de surface sont transférés en sub-surface entraînant une rupture des liaisons intermoléculaires et une zone de fragilité en sub-surface. Ces zones de fragilité peuvent se rejoindre, on peut alors observer une perte de fragment de matériau.

Pour ces différents mécanismes d'usures, plusieurs facteurs sont à prendre en compte (66) :

- La nature des surfaces en opposition,
- Les effets dus à la pression des surfaces l'une contre l'autre,
- L'interaction entre les surfaces glissant l'une sur l'autre,
- Les effets de la lubrification,
- La résistance à l'usure des différentes combinaisons de matériaux.

1.2.2.2. Théorie du troisième corps :

Le phénomène d'usure conduit à la création de débris qui vont adhérer aux surfaces ou sortir du contact. Ces particules d'usure vont réagir chimiquement avec l'environnement pour former des oxydes ou d'autres composés qui peuvent avoir des comportements très différents des surfaces initiales. L'élévation locale de la température peut en outre favoriser certaines réactions chimiques. Enfin, la topographie initiale des surfaces est vite modifiée au cours du frottement, ce qui risque d'affecter l'aire de contact et le coefficient de frottement. Ces différents paramètres mettent en évidence la complexité du problème et la difficulté à prédire la valeur des coefficients de frottement ou d'usure. Des théories plus avancées ont été proposées pour décrire le problème du frottement entre solides parmi lesquelles on trouve la théorie du troisième corps (67).

Cette théorie propose que les particules et débris d'usure constituent un troisième corps qui va séparer les deux solides initialement en contact. L'étude du contact revient à observer l'écoulement de ce troisième corps et plus particulièrement les différents

débris. Le débit de production (source) provient de l'usure des solides. Les particules vont ensuite s'écouler sous l'effet du cisaillement résultant du glissement des deux premiers corps (à nouveau entrés en contact). La difficulté est de caractériser ces différents débits. Les principaux phénomènes décrits précédemment peuvent être modélisés par cette approche :

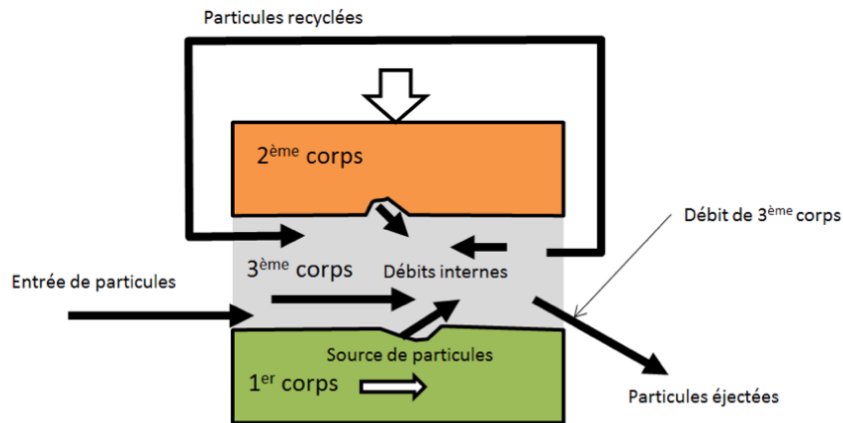


Figure 11. Débit de troisième corps dans un contact (65).

L'objectif de cette étude est donc de savoir au travers d'une revue de la littérature si ces phénomènes sont observables au niveau de l'interface pilier-implant, pour les piliers plateforme-switching, et s'ils sont matériau-dépendants (pilier Ti vs pilier Zr vs pilier Co-Cr).

De plus nous étudierons par ce travail si un défaut d'adaptation est une cause, une conséquence ou un cofacteur de l'altération de l'interface pilier-implant.

Enfin, notre regard se portera sur le possible lien entre vieillissement de l'interface et altération des tissus parodontaux.

2. MATERIELS ET METHODE :

La perte osseuse peri-implantaire est d'étiologie plurifactorielle. Un des potentiels facteurs est le vieillissement de l'interface qui est avéré selon les données de la littérature. L'objectif de cette recherche est donc de rassembler les données présentes dans la littérature sur l'évolution de l'interface entre l'implant et le pilier dans le temps, pour les piliers plateforme-switching, afin de déterminer quelle est la meilleure association de matériaux (implant + pilier). Un objectif secondaire est de relever dans la littérature les conséquences de l'évolution de l'interface implant-pilier sur les tissus environnants.

2.1. Protocole d'étude :

Le protocole d'étude de cette revue systématique a suivi la méthode PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic reviews and Meta-Analyses). Nous avons utilisé le modèle PICO (Patient, intervention, Comparateur, Outcomes) afin de déterminer précisément notre question de recherche :

- Patient : interface implant titane - pilier (titane ou zircone ou cobalt-chrome) plateforme-switching
- Intervention : évolution de l'interface entre l'implant et le pilier (corrosion, usure, électrolyse)
- Comparateur : néant
- Outcome : vieillissement différentiel de l'interface implant - pilier en fonction du matériau.

Y a-t-il une différence significative (O) de l'évolution des interfaces (I) implant-pilier dans le temps, pour les piliers plateforme-switching, en fonction des différentes associations de matériaux utilisées(P) ?

2.2. Stratégie de recherche :

Deux relecteurs indépendants (A.W et R.A.F) ont mené cette revue de la littérature. Une recherche sur les différentes bases de données disponibles grâce aux ressources de l'université a été effectuée en décembre 2020, et une deuxième recherche effectuée après analyses des premières données en Avril 2021 afin de vérifier la sortie de nouveaux articles sur le sujet.

Les bases de données utilisées sont PubMed, Scopus et Dentistry & Oral Sciences Source (EBSCO host) à partir d'un algorithme de recherche. En complément une deuxième recherche à partir de mots MeSH a été effectuée sur PubMed.

L'algorithme de recherche a été conçu à partir de termes MeSH (Medical Subjects Headings) rassemblés en 5 groupes :

- Groupe 1 : il s'intéresse au type d'implant afin de sélectionner les études utilisant des implants bone-level pour étudier l'interface implant-pilier et les conséquences de son vieillissement au sein des tissus parodontaux.
- Groupe 2 : il regroupe les études incorporant les matériaux qui nous intéressent pour cette étude à savoir le titane, la zircone et le cobalt-chrome.
- Groupe 3 : il regroupe les différents mécanismes impliqués dans l'évolution dans le temps de l'interface implant-piliers.
- Groupe 4 : il inclut les potentiels effets de ce vieillissement sur les structures environnantes
- Groupe 5 : il se concentre sur le type d'études (in vivo et in vitro).

L'algorithme utilisé dans les bases de données a donc été : groupe 1 AND groupe 2 AND groupe 3 AND groupe 4 AND groupe 5. (tableau 1), soit :

-Pubmed :

(Implant OR titanium implant OR dental implants OR dental implant OR dental prosthesis, implant-supported OR CAD-CAM implant OR bone level implants) AND (Dental abutment OR zirconia abutment OR zirconium abutment OR titanium abutment OR cobalt-chromium abutment OR esthetic abutment OR CAD-CAM abutment OR multi-unit abutment OR switching platform OR ceramic abutment) AND (Wear OR corrosion OR tribocorrosion OR electrogalvanism OR product of degradation OR Implant abutment design OR implant abutment connection OR implant design) AND (Inflammation OR parodontal area OR biological space OR swelling OR reaction) AND (In vitro technique OR comparative study OR follow-up studies OR normalized controlled trial) NOT biology NOT mathematical NOT pharmaceutical NOT embryology AND (EXCLUDE (PUBYEAR BEF (2005)))

-Scopus:

TITLE-ABS-
KEY ((implant OR (titanium AND implant) OR (dental AND implants) OR (dental AND implant) OR (dental AND prosthesis, AND implant-supported) OR (cad-cam AND implant) OR (bone AND level AND implants)) AND ((dental AND abutment) OR (zirconia AND abutment) OR (zirconium AND abutment) OR (titanium AND abutment) OR (cobalt-chromium AND abutment) OR (esthetic AND abutment) OR (cad-cam AND abutment) OR (multi-unit AND abutment) OR (switching AND platform) OR (ceramic AND abutment)) AND (wear OR corrosion OR tribocorrosion OR electrogalvanism OR (product AND of AND degradation) OR (implant AND abutment AND design) OR (implant AND abutment AND connection) OR (implant AND design)) AND (inflammation OR (parodontal AND area) OR (biological AND space) OR swelling OR reaction) AND ((in AND vitro AND technique) OR (comparative AND study) OR (follow-

up AND studies) OR (normalized AND controlled AND trial))) AND (EXCLUDE (PUBYEAR , 2004) OR EXCLUDE (PUBYEAR , 2003) OR EXCLUDE (PUBYEAR , 2002) OR EXCLUDE (PUBYEAR , 2001) OR EXCLUDE (PUBYEAR , 2000) OR EXCLUDE (PUBYEAR , 1999) OR EXCLUDE (PUBYEAR , 1998) OR EXCLUDE (PUBYEAR , 1996) OR EXCLUDE (PUBYEAR , 1995) OR EXCLUDE (PUBYEAR , 1994) OR EXCLUDE (PUBYEAR , 1991) OR EXCLUDE (PUBYEAR , 1986) OR EXCLUDE (PUBYEAR , 1974)) AND (LIMIT-TO (SUBJAREA , "DENT")) AND (LIMIT-TO (LANGUAGE , "English"))

-Dentistry & Oral Sciences Source (EBSCO host):

(Implant OR titanium implant OR dental implants OR dental implant OR dental prosthesis, implant-supported OR CAD-CAM implant OR bone level implants) AND (Dental abutment OR zirconia abutment OR zirconium abutment OR titanium abutment OR cobalt-chromium abutment OR esthetic abutment OR CAD-CAM abutment OR multi unit abutment OR switching platform OR ceramic abutment) AND (Wear OR corrosion OR tribocorrosion OR electrogalvanism OR product of degradation OR Implant abutment design OR implant abutment connection OR implant design) AND (Inflammation OR parodontal area OR biological space OR swelling OR reaction) AND (In vitro technique OR comparative study OR follow-up studies OR normalized controlled trial) AND EXCLUDE (PUBYEAR BEF 2005) AND LIMIT TO (integral texte) AND LIMIT TO ("English")

-Recherche complémentaire à partir de mots MeSH :

(Dental implant) AND (interface) AND ((titanium abutment) OR (zirconium abutment) OR (cobalt-chromium)) AND ((wear) OR (corrosion) OR (electrogalvanism) OR (adaptation) OR (inflammation)) AND (EXCLUDE (PUBYEAR BEF (2005)))

2.3. Sélection des études :

Suite à la récupération des articles, une première sélection a été effectuée en excluant les doublons retrouvés entre les différentes bases de données.

Les différentes études ont ensuite été incluses ou exclues après lecture des titres, puis des résumés et enfin une lecture complète. Des critères d'inclusion/exclusion ont été retenus afin de sélectionner les articles à conserver pour la revue de littérature à savoir :

- Critères d'inclusion :
 - Implant dentaire titane,
 - Prothèses transvissée,
 - Connexion interne,
 - Études in vitro et in vivo ;
 - Articles en français et anglais ;
 - Articles postérieurs à janvier 2005,
 - Piliers Plateforme-switching ;
 - Piliers Co-Cr/Zr/Ti ;
 - Traitant de l'évolution de l'interface pilier-implant.

- Critères d'exclusion
 - Articles antérieurs à janvier 2005,
 - Connexions externes,
 - Implants autres que Ti,
 - Prothèses scellées,
 - Piliers autre que plateforme-switching,
 - Piliers autres matériaux que Co-Cr/Ti/Zr,
 - Articles autres que français et anglais,
 - Articles ne traitant pas de l'évolution de l'interface implant-piliers.

Les auteurs des différentes études n'ont pas été contactés.

2.4. Évaluation de la qualité :

La qualité des études incluses a été évaluée par une version modifiée de l'outil Critical Appraisal Skills Programmer (CASP) (68). Cependant l'application de ce guide ne pouvant se faire de la même manière pour les études in vitro et in vivo, il a été convenu d'utiliser deux versions modifiées de ce guide d'évaluation (tableau 2). Cet outil consiste à évaluer la qualité de l'études en 10 questions. Pour chaque questions trois réponses sont possibles : « *oui* », « *ne peux dire* » et « *non* ». Chaque réponse correspondant à un score avec « *oui* » valant 1 point tandis que « *ne peux dire* » et « *non* » valent 0 point. Le score total est ensuite converti en pourcentage et est associé à une catégorie parmi les trois possibles :

- « Bonne qualité » de 90 à 67% ;
- « Moyenne qualité » de 66 à 34% ;
- « Mauvaise qualité » de 33 à 0%.

3. RESULTATS :

3.1. Résultats généraux de la recherche :

La recherche documentaire a permis, dans un premier temps d'identifier un total de 255 articles répartis comme suit :

- 85 résultats sur Pubmed ;
- 74 résultats sur SCOPUS ;
- 38 résultats sur Dentistry & Oral Sciences Source (EBSCO host) ;
- 58 résultats par recherche annexe.

Parmi les 255 articles il y avait 72 doublons. De plus 19 articles n'ont pu être consultés car n'étaient pas accessibles par les différents outils universitaires :

- 12 pour Pubmed ;
- 4 pour SCOPUS ;
- 3 pour Dentistry & Oral Sciences Source (EBSCO host).

Parmi les 164 articles restants, une première lecture des titres a permis d'exclure 54 articles soit :

- 23 articles pour PubMed ;
- 4 articles pour SCOPUS ;
- 2 articles pour Dentistry & Oral Sciences Source (EBSCO host) ;
- 25 articles pour recherches annexes.

Ainsi, l'article de Korsch et coll. (69) n'a pas été retenu car il traite de la réaction péri-implantaire due aux excès de ciment dans le cas de prothèses scellées, or notre étude ne s'intéresse qu'aux prothèses transvissées.

Une deuxième sélection à partir de la lecture des résumés des 110 articles a été réalisée et nous a amené à exclure :

- 30 articles pour Pubmed ;
- 5 articles pour SCOPUS ;
- 8 articles pour Dentistry & Oral Sciences Source (EBSCO host) ;
- 7 articles pour les recherches annexes.

A titre d'exemple, Mencio et coll. (70), ont comparé la présence d'une flore microbactérienne pathogène et le risque de péri-implantite pour deux types de connexions implant-piliers. Ils ont utilisé, là encore, des prothèses scellées sur implant ce qui ne rentre pas dans nos critères de sélections.

Les 60 publications restantes ont donc été lues dans leur intégralité, nous avons alors exclu selon les critères précédemment cités :

- 16 articles pour Pubmed ;
- 7 articles pour Scopus ;
- 6 articles pour Dentistry & Oral Sciences Source (EBSCO host) ;
- 13 articles pour les recherches annexes.

L'étude de Alrabeah et coll. (71) a été ainsi écarté de cette revue car ils comparent les produits de dégradation relâchés par tribocorrosion de différents piliers à connexions externes sous contraintes occlusales.

Nous avons donc retenu 18 articles afin de réaliser notre revue systématique de la littérature.

Le processus de sélection est représenté par le flow chart suivant (figure 12).

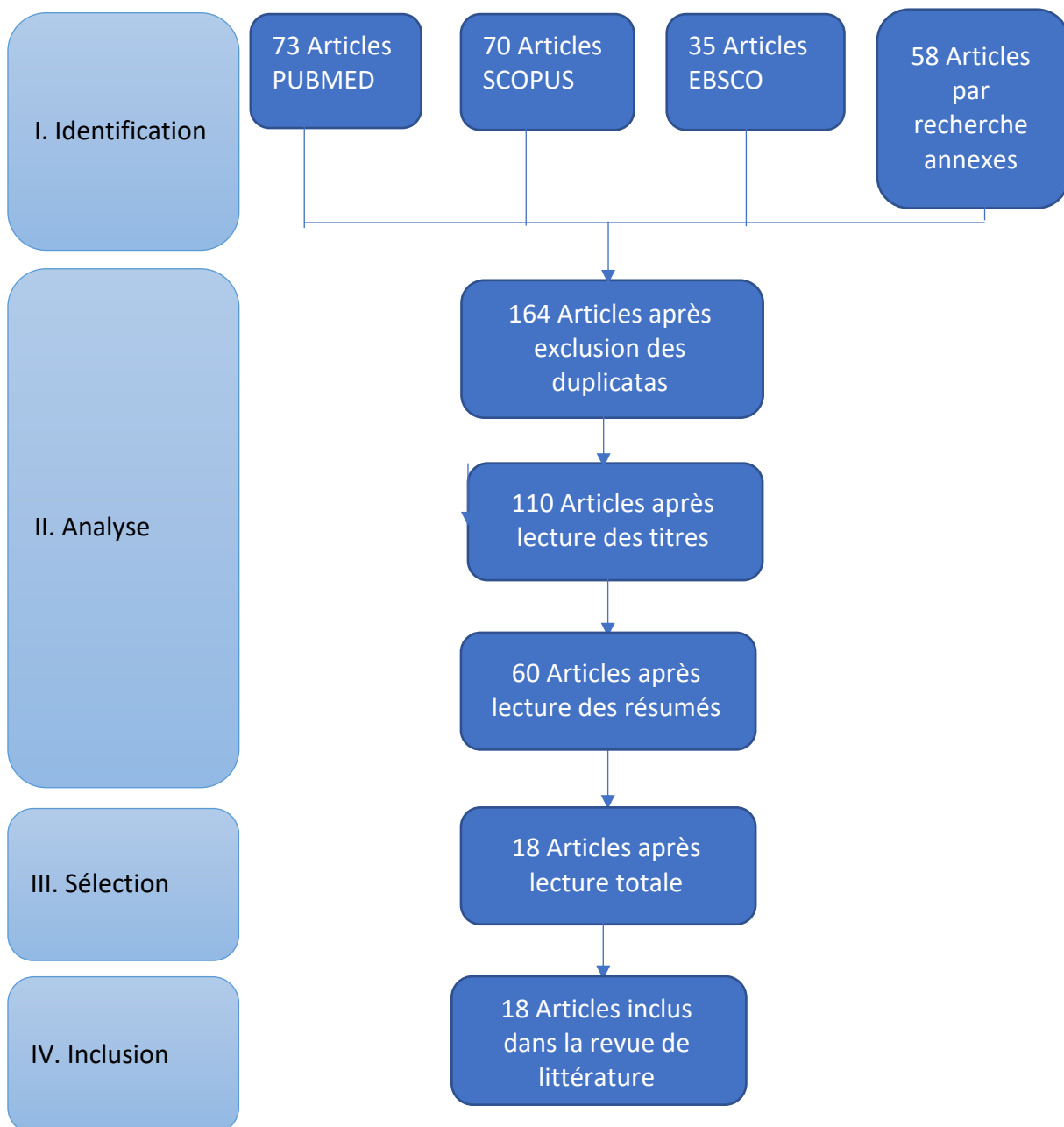


Figure 12 : Flow chart

3.2. Synthèses des résultats :

3.2.1. Types d'études :

Les publications incluses dans la revue de la littérature comprenaient 7 études *in vivo* et 11 études *in vitro*. Parmi les études *in vivo* une étude a été réalisée sur des labradors et 7 sur l'Homme.

3.2.2. Évaluation de la qualité des études :

L'évaluation de la qualité a été réalisé par l'utilisation de deux checklists CASP selon si l'article est une étude *in vivo* (tableau 3) ou *in vitro* (tableaux 4a et b) (68).

Grâce à ces checklists cette revue a identifié 16 publications comme étant de « bonne qualité » (72-83,85,87-89). Les 2 publications restantes ont été évalués comme étant de « qualité moyenne » (84, 86).

3.2.3. Résultats scientifiques :

Cette revue de la littérature menée sur 18 publications scientifiques de septembre 2020 à Avril 2021 permet d'obtenir des résultats qui sont classables selon 3 critères principaux. En effet le premier de ces critères est d'observer le phénomène de corrosion associé à l'utilisation d'éléments métalliques dans la restauration prothétique sur implant. Le deuxième critère étudié dans cette revue de la littérature est l'adaptation du pilier à la connectique implantaire en fonction du matériau étudié. Enfin, nous avons pu observer un certain nombre d'études qui relevait le caractère biologique de cette connectique.

3.2.3.1. Corrosion, usure et électrogalvanisme (tableau 5) :

Le premier résultat est que plusieurs auteurs ont étudié l'évolution de la corrosion et de l'électrogalvanisme que ce soit pour une interface implant titane et pilier titane ou implant titane pilier cobalt-chrome.

Ainsi, Saghiri et coll. (72) ont étudié l'effet du thermocyclage sur la texture de surface et le relargage de particules de titane depuis la surface implantaire. Le thermocyclage est une méthode bien établie pour le vieillissement artificiel des matériaux de restauration afin de simuler l'environnement dynamique de la cavité buccale dans des conditions de laboratoire. Ils ont ainsi montré une augmentation du relargage de particules de titane avec le nombre de cycle. En effet ils constatent une délitation de la zone de passivation au fur et à mesure des cycles. Ainsi ils exposent une différence significative de la texture de surface avec l'augmentation des cycles.

Mellado-Valero et coll. (73) ont étudié la couche de passivation qui se formaient sur des alliages de titane à savoir titane de grade 2 (TiG2) et du Ti6Al4V *in vitro*. Ils montrent que le titane présente une passivation spontanée quand il est exposé à la

salive artificielle. Il est à noter que la dissolution des alliages titanes ne commence que quand il est exposé à la salive à un pH inférieur à 3 et avec une concentration en fluorure de 1000ppm. L'effet galvanique est hautement dépendant de la solution artificielle simulant la salive et des matériaux assemblés (pilier et implant), augmentant quand le pilier assemblé à un implant en Ti6Al4V.

Toujours Selon Mellado-Valero et coll. (73) le Co-Cr présente une passivation rapide et importante quand il est submergé dans de la salive artificielle. La variation du pH seul entre 6,5 et 3 n'a pas d'influence sur le comportement électrochimique du Co-Cr, mais en présence de fluorure à 1000ppm et avec un pH de 3,5 il a été observé une accélération de la corrosion due à l'effet galvanique au niveau de l'interface entre un implant titane et un pilier Co-Cr.

En 2017 Tawse-Smith et coll. (74) publient une étude de cohorte à 5 ans pour des piliers zircone avec mise en charge immédiate en secteur antérieur. Ils rapportent par une analyse cytologique exfoliative au niveau extérieur et intérieur de la muqueuse péri-implantaire une tendance des particules de titane à s'accumuler au niveau de la jonction implant-pilier. Cette dernière identifie une accumulation de particules noires extracellulaire due à la corrosion. La SEM-EDS (Scanning Electron Microscopy - Energy Dispersive Spectroscopy) permet d'identifier une quantité plus importante de particule de titane au niveau de la partie externe de la muqueuse de manière significative, confirmé par l'analyse au spectromètre de masse. Cependant il est à noter que la SEM-EDS et l'ICPMS (Inductively Coupled Plasma Mass Spectrometry) montre une présence faible de Zr au niveau de la partie interne de la muqueuse péri-implantaire mais pas de présence détectée en sa partie externe.

Dans le même principe, l'étude d'Al'Otaibi et coll. (75) montre une passivation rapide et importante du titane (pilier et implant) quand il est immergé dans la salive artificielle, de plus il y a une uniformisation de la corrosion avec le temps d'exposition. Avec leur expérience ils obtiennent une augmentation de la valeur du courant de corrosion et une diminution de la valeur de la résistance à la polarisation dans le temps ce qui confirme la diminution de la résistance à la corrosion. Cependant il faut noter que la sévérité du phénomène de pitting (piqûre) diminue avec le temps. De plus, il a été mis en évidence qu'en présence de 2 implants adjacents une corrosion plus importante apparaît sur l'un des deux implants ce qui pourrait indiquer un effet protecteur.

Stimmelayr et coll. rapportent dans leur étude in vitro sur l'usure de l'interface pilier Zr et implant Ti en comparaison avec une interface Ti-Ti que sous charge occlusale, il y a une usure plus importante de l'interface Ti-Zr que l'interface Ti-Ti (76).

Hjalmarsson et coll. (77) rapportent un relargage plus important de cobalt que de titane quand immergé dans la salive artificielle. Ils observent une augmentation de la rugosité traduisant un phénomène de corrosion actif des surfaces que ce soit pour les piliers titane ou cobalt-chrome.

Sharma et coll. (78) rapportent aussi la formation d'une couche de passivation stable de manière active du titane commercialement pure à l'exposition à la salive artificielle. Le titane aurait une tendance au phénomène de pitting (piqûre) moins importante traduisant une repassivation ainsi qu'une quantité de corrosion moins importante que le Co-Cr.

3.2.3.2. Adaptation de l'interface pilier-implant (tableau 6) :

Le deuxième critère concerne l'adaptation du pilier à la connectique implantaire. Là aussi plusieurs auteurs se sont attachés à explorer les possibles différences d'adaptation des piliers implantaires en fonction du matériau utilisé. Dans la majorité des études, le terme armature supra-implantaire est utilisé et correspond à une couronne transvissée direct implant usinée.

L'étude de Svanborg et coll. (79) montre que les armatures supra-implantaires en Co-Cr présentent une adaptation significativement moindre que celles en titane mais, selon eux, cette différence n'aurait aucun intérêt clinique. Leur travail a mis en lumière une donnée intéressante puis qu'il semblerait que la céramisation de ces armatures Co-Cr améliorerai leur adaptation.

Barbosa et coll. (80) ont étudié l'adaptation marginale et la passivité entre des armatures supra-implantaires en Co-Cr ou Ti, et des implants Ti. Ils rapportent qu'il n'y a pas de différence significative en ce qui concerne l'adaptation marginale, cependant la passivité des armatures en Ti présentent de significativement meilleurs résultats que leur homologue Co-Cr.

L'expérience menée par Baldassarri et coll. (81) s'intéresse à comparer l'adaptation marginale entre des piliers CAD-CAM en Ti ou Zr, et des implants Ti. Ils rapportent un Ratio médian d'espacement est 3 à 7 fois plus important pour les piliers céramiques que pour les piliers titane. Ils en concluent que les piliers Ti présentent le meilleur ajustage marginal.

3.2.3.3. Réaction des tissus environnants (tableau 7) :

Enfin le troisième résultat que nous pouvons tirer de cette revue de la littérature est que des auteurs ont également cherché à déterminer si les matériaux avaient une influence sur les tissus environnant à savoir le parodonte et l'os cortical.

Ainsi Park et coll. (82) ont investigué et comparer l'effet de matériaux utilisés dans la restauration prothétique sur implant sur des pré-ostéoblaste. Ils y comparent, entre autres, le cobalt-chrome et la zircone. Leur rapport fait part que la prolifération cellulaire est significativement plus élevée sur la zircone ce qui va dans le sens de la biocompatibilité de ce matériau.

Selon Alrabeah et coll. (83) le relargage des ions métalliques régule positivement l'expression des gènes codant pour la production de facteur impliqué dans les cascades inflammatoires (InterLeukine-6, InterLeukine-8, CycloOXYgénase-2, Caspase-8, OstéoProtéGérine et RANKL) de manière dose dépendante après un jour d'exposition. A J21 l'expression d'IL-6, IL-8 est significative en comparaison avec le groupe contrôle des piliers titane. Selon eux, les changements dans les niveaux de cytokines ont un effet crucial sur les réponses immunitaires et inflammatoires et sur le résultat.

De même la survie cellulaire à J1, 4 et 7 est moins importante avec les concentrations de particules libérées par pilier et implant Ti comparé au groupe contrôle (concentration de particules libérées par implant Ti sans pilier). Cependant cette différence disparaît à J14.

A J21, ce sont les concentrations obtenues par implant Ti et pilier Co-Cr qui montrent une survie cellulaire significativement moindre comparé au groupe contrôle.

Tawse-Smith et coll. (74) dans leur étude, montrent la présence de cellules inflammatoires de la muqueuse péri-implantaire dans toutes les zones analysées mais rapporte une quantité moindre au niveau de la jonction épithéliale. L'analyse des paramètres cliniques (saignement au sondage, profondeur de poche, quantité de plaque, inflammation gingivale, récession) rapportent des données similaires entre les piliers zircone et titane.

Les études présentant les données relatives à la santé péri-implantaire à partir de paramètres cliniques, comme la profondeur de sondage, le saignement au sondage, la présence de plaque ou d'inflammation gingivale ou encore de récession, n'ont pas montré de différence significative entre les piliers zircone et les piliers titane (84-89). Seul Vanbarkel et coll. (88) montre une différence significativement plus importante de la profondeur de sondage sur les piliers titane par rapport aux piliers zircone à trois mois. De même, De Oliveira et coll. (85) et Salihoglu et coll. (87) ne rapportent aucune différence significative de la présence de bactérie pathogène entre les piliers titane et ceux en zircone. Cependant ils observent que le titane présente une énergie libre de surface moindre en comparaison avec la zircone. Selon De Oliveira et coll. (85) l'énergie libre de surface n'a pas d'influence sur les résultats microbiologiques.

4. DISCUSSION :

4.1. Discussion des résultats :

Ces dernières années, le développement de l'implantologie a permis de restaurer des arcades par prothèse fixée sans atteinte tissulaire des dents restantes. Cependant des problématiques associées à ce type de traitement sont apparues avec notamment le développement de péri-implantites à court, moyen et long terme (2-6,9). La recherche s'est alors évertuée à comprendre l'étiologie de cette maladie qui est plurifactorielle (10). Un des facteurs pourrait être en lien avec l'altération de l'interface entre l'implant et le pilier. En effet de nombreux auteurs (11-15) ont montré qu'un processus de corrosion pouvait entraîner une atteinte parodontale aggravée par un défaut d'adaptation du pilier dans la connectique implantaire. Cette altération est essentiellement physico-chimique par corrosion-usure mais peut également être dépendante de l'adaptation du pilier à la connectique implantaire (16-17).

L'objectif de cette revue de littérature est donc de comparer l'altération de l'interface implant -pilier en fonction du matériau utilisé à savoir cobalt-chrome, titane ou zircone. L'impact du matériau choisi sur la santé péri-implantaire est également un des critères pris en compte dans cette revue de la littérature.

Les différentes études que nous avons relevées montrent l'existence d'un phénomène de corrosion au niveau du titane et du cobalt-chrome. En effet, toutes les études s'intéressant à la corrosion de ces deux matériaux utilisés pour constituer les piliers implantaires s'accordent sur l'apparition rapide et homogène d'une couche de passivation quand ceux-ci sont immergés dans la salive artificielle. Ce phénomène diminue la tendance à la corrosion de ces alliages (72, 73, 75, 77, 78). Cette couche protectrice de passivation ne commencerait à se dissoudre, chez les alliages Ti, qu'en présence d'un pH inférieur à 3 et en présence de fluorure à une concentration de 1000 ppm (73). Pour les alliages Co-Cr l'accélération de la corrosion due à l'effet électrochimique avec le pilier Ti n'est observée qu'à un pH de 3,5 en présence de fluorure à 1000ppm (73). Il est à noter, cependant que ces conditions sont rarement rencontrées au niveau buccal du fait du pouvoir tampon de la salive. De plus, cette concentration en fluorures n'est atteinte que lors du brossage (apport en fluor par le dentifrice). Cependant malgré la couche de passivation, les études montrent des phénomènes de corrosion. En effet lors de la présence de plusieurs couples pilier-implant Ti, l'un des couples serait plus corrodé tandis que l'autre serait protégé (74). De même, en comparaison avec les alliages Co-Cr, le Ti aurait une tendance moins importante au phénomène de pitting (piqûre) ainsi qu'un ratio de quantité de corrosion moins important (78). Ce phénomène altère l'état de surface des matériaux de l'interface implant-pilier avec des conséquences sur l'adaptation et une possible réaction inflammatoire plus importante due à la plus grande proportion de particules métalliques relarguées.

Outre le type de matériau choisi, il apparaît que la mise en forme ait également une incidence sur la corrosion. Les études de Cortada et coll. (90) et Oh et coll. (91), ont étudié l'impact du procédé de fabrication sur la résistance à la corrosion des alliages métalliques. En effet, Cortada et coll. (90) constate une concentration maximale d'ions libérés de 25 ng.mL^{-1} après 560 heures d'immersion pour le titane coulé tandis que le titane usiné présente une concentration bien plus élevée de l'ordre de 40 ng.mL^{-1} .

Il est cependant à noter que les auteurs n'ont pas pris en compte les facteurs de variabilité des couples galvaniques. De plus, Oh et coll. (91) enregistre la plus grande valeur de densité de courant dans leur étude pour l'alliage cobalt-chrome ce qui traduit une protection tardive de la dissolution anodique de l'alliage et donc une corrosion plus importante dans le temps.

La zircone n'est pas affectée par l'effet électroglavanique puisque ce phénomène ne se manifeste qu'en présence de deux métaux dans un milieu électrolytique. Le phénomène le plus important avec ce matériau est l'usure de l'interface du fait de sa dureté supérieure au titane.

Les phénomènes de corrosion et d'usure peuvent détériorer la bonne adaptation du pilier dans la connectique. Notre revue de littérature ne nous permet pas de déterminer si l'adaptation est meilleure avec un pilier titane ou un pilier cobalt chrome. Cependant cela nous a permis de révéler que les piliers zircons ont un moins bon ajustage que les piliers titanes (81) Cela pourrait être due à la volonté d'éviter une fracture du pilier par diminution des forces de frottements. Cela ne poserait pas de réel problème car comme on l'a vu, la zircone du fait de sa composition n'est pas soumise à la corrosion, seule la connectique en titane l'est. L'usure des matériaux en présence (Ti et Zr) peut entraîner les dépôts dans le parodonte. D'ailleurs Stimmelayr et coll. (76) rapportent dans leur étude in vitro sur l'usure de l'interface pilier Zr et implant Ti en comparaison avec une interface Ti-Ti que sous charge occlusale, il y a une usure plus importante de l'interface Ti-Zr que l'interface Ti-Ti et cette usure entraîne l'apparition de particules de titane dans le sulcus (74).

L'adaptation peut donc être compromise dès le début par une mauvaise réalisation du pilier, soit dans un deuxième temps par un phénomène d'usure/corrosion. Or on sait que l'adaptation est un facteur influençant grandement la corrosion locale de l'interface. En effet Baixe et coll. (92) ont réalisé une revue de la littérature sur la pénétration microbienne dans la connectique implant-pilier en 2016. Dans cette étude ils abordent le pompage dû à la mise en fonction de l'implant dans la cinématique mandibulaire comme un facteur à prendre en compte dans le choix du pilier. Le pompage bactérien a été défini par Steinebrunner et coll. (93), il s'agit de la circulation de fluide gingival du sulcus au niveau de la connectique lors des mouvements de mastications. La connectique implantaire n'étant jamais parfaitement imperméable le passage bactérien par les fluides gingivaux est donc inévitable. La présence de bactéries au niveau de l'intrados de la connectique implantaire peut donc amener à de la corrosion bactérienne due à leur activité physiologique, voire un effet électrogalvanique en raison de la présence de deux métaux (implant et piliers) en contact dans un milieu électrolytique (fluide gingival). De plus, ce pompage, par l'action synergique de la corrosion et de l'usure à deux corps (friction des surfaces entre elles), peut mener à une usure à trois corps. Les particules ainsi créées deviennent le troisième corps.

Adaptation et corrosion sont donc étroitement liées. Ces phénomènes de corrosion mais également d'usure provoque l'apparition de débris dans le sulcus péri-implantaire. La question de la santé parodontale se pose alors. Or, notre analyse n'a relevé aucune différence de la santé péri-implantaire entre piliers zircone et piliers titane (84-89). Il est à noter qu'aucune étude incluse n'étudie la réaction des tissus de soutien face à une étude d'un pilier Co-Cr associé à un implant TiAl₆V₄ ou de grade 4.

De plus, les études *in vivo* ne permettent pas de réaliser les tests de prise de courant nécessaire pour mettre en évidence la présence d'un phénomène galvanique. Seules les mesures d'une combinaison d'usure et corrosion peut être observée par la détection de particules dans la muqueuse péri-implantaire par biopsie (20). Il est tout de même intéressant de noter que les ions métalliques activent la réponse inflammatoire de manière dose dépendante (83). Les produits issus de la dégradation par corrosion/usure jouent donc un rôle dans l'inflammation. De plus, une étude de Guindy et coll. (94) rapportent que les implants ayant un échec tardif, après ostéointégration présentent des lésions importantes de corrosion et des aires d'oxydation. De même, l'os péri-implantaire montre une présence plus importante de particules métalliques en comparaison à l'os physiologique.

Suite à cette revue nous pouvons donc compléter la conclusion de Saghiri et coll (72). En effet, on peut penser que les produits de corrosion ont un rôle dans la médiation de la perte osseuse crestale autour des implants. Cette corrosion est potentialisée par un défaut d'adaptation et une perméabilité de la connexion implantaire. Cette corrosion existe pour le titane comme pour le Co-Cr mais elle serait potentiellement plus pathogène pour le cobalt en raison d'un plus grand nombre d'ions métalliques relargués et d'un potentiel courant électrochimique. De plus une dissolution plus importante du pilier Co-Cr au niveau de l'interface pilier-implant pourrait jouer un rôle sur l'adaptation de la connectique et donc favoriser davantage la corrosion à ce niveau.

4.2. Alternatives :

4.2.1. Choix du matériau du pilier :

Il apparait au travers de cette revue de la littérature que le choix du matériau pour le pilier implantaire a son importance. Ainsi il faudra privilégier un pilier titane ou zirconie à un pilier cobalt-chrome. Qui plus est, le comité d'évaluation des risques (CER) de l'Agence européenne des produits chimiques (ECHA) a adopté un avis en septembre 2017 pour réviser la classification de l'étiquetage du cobalt métallique (95). Depuis 2020 le cobalt métallique est ainsi devenu une substance classée cancérigène, mutagène et toxique pour la reproduction (CMR). Une période de transition de 2017 à 2020 de cette nouvelle réglementation a été mise en place afin d'adapté la pratique à cette nouvelle réglementation, cependant la crise sanitaire a reporté cette application au 26 mai 2021 sous l'addendum (UE) 2020/561 au règlement (UE)2017/745 (96). Cela va peut-être modifier l'utilisation du cobalt de manière industrielle pour la fabrication des piliers implantaire et donc l'utilisation dans notre pratique.

4.2.2. Design des connectiques :

Le design de la connectique est un aspect qui peut avoir son importance sur les effets de corrosion et d'usure. En effet, il existe de multiple types de connectiques (interne/externe, hexagonale/trilobée/cône morse, matched-platform/ switching-platform, bone level/tissu level). Le choix pour cette étude a été de sélectionner seulement les connexions interne en switching-platform car il s'agit des implants les plus utilisés dans l'omnipratique. De plus, le décalage horizontal de la connectique vers le centre du système implantaire et la réduction du diamètre du pilier par rapport à celui de l'implant auraient des répercussions positives au niveau osseux (97,98). Les

études par élément fini montrent un déplacement des contraintes vers le centre de l'implant (99, 100).

La connectique en switching-platform diminue les surfaces implantaires en contact ce qui pourrait diminuer la quantité de particules liée à l'usure et la corrosion et qui pourrait avoir une répercussion sur la réaction inflammatoire péri-implantaire. Dans le même principe, le fait d'utiliser un implant tissu-level permet de positionner la jonction pilier/implant à distance du sulcus et ainsi éviter que les produits de dégradation ne se retrouvent dans le sulcus.

4.2.3. Prothèses scellées/ prothèses vissées :

Le fait de réaliser des prothèses scellées permet de n'utiliser que des piliers titanes mais entraîne le risque de positionner du ciment de scellement dans le sulcus. Or, de nombreuses études rapportent que la difficulté d'éliminer les excès de ciment est associée au développement de pathologie péri-implantaire telles que la mucosite ou la péri-implantite (101-105). Une solution proposée par les différents systèmes implantaires est l'utilisation d'une embase titane sur laquelle sera collée une couronne zircone. La question qui se pose alors est l'impact du composite de collage sur la santé parodontale, question qui pourrait faire l'objet d'une nouvelle revue de la littérature.

4.3. Biais de l'étude :

Nous avons bien conscience que de par sa nature, la revue systématique de la littérature présente plusieurs biais inhérents à ce type de démarche scientifique. D'une part, par la sélection des bases de données. En effet en choisir certaines exclut les autres et on peut ainsi omettre des articles. Dans le même principe, le biais de publication par effet tiroir peut amener à omettre des articles peu référencés. Enfin le fait de ne sélectionner que 2 langues peu limiter le nombre de résultats.

CONCLUSION :

L'implantologie s'est imposée comme une alternative de choix à la prothèse fixée conventionnelle et amovible partielle. Cependant cet accroissement de l'utilisation des implants a mené à une augmentation du taux de péri-implantites et leur prise en charge constitue un enjeu majeur dans notre métier.

L'évolution de l'interface implant-pilier dans le temps amène à l'usure et la corrosion des éléments en contact et un potentiel effet électrogalvanique du fait de la présence de fluide salivaire intra-sulculaire. Cette dégradation des surfaces peut mener à une réaction inflammatoire et serait donc un cofacteur de l'apparition ou l'entretien de la présence de mucosite ou péri-implantite.

Dans les limitations de cette étude nous pouvons conclure que, pour les piliers plateforme-switching :

- Les piliers zircone en plus de leur apport esthétique dans les secteurs antérieurs et de leur tolérance vis à vis des tissus péri-implantaires, ne présentent pas de phénomène de corrosion, ni d'électrogalvanisme. Leur plus grand défaut cependant est la différence de dureté par rapport à l'implant titane entraînant une usure importante est une possibilité de fracture du pilier. Une adaptation moindre pourrait diminuer ce risque mais entraînerait une possibilité plus importante du phénomène d'usure à trois corps et de pompage bactérien pouvant augmenter la corrosion de l'implant titane.

- Les piliers titane reste la solution la plus répandue, leur biocompatibilité avec les tissus péri-implantaires et le fait que l'usure est moins importante du fait de l'opposition de deux parties fait d'un même matériau. L'un de leur plus grand défaut est la présence d'un assombrissement de la gencive qui paraît plus grisâtre pouvant gêner le patient en secteur antérieur. Leur tendance à la corrosion et à la formation d'une pile électrogalvanique n'apparaissant que dans des conditions particulières, à savoir en présence d'un pH inférieur ou égal à 3 et de fluoride à 1000ppm, ainsi que la formation d'une couche de passivation protectrice rend l'apparition de ces phénomènes relativement marginal.

- Les piliers cobalt-chrome présentent les mêmes mécanismes de protection et d'apparition des phénomènes de corrosion et d'électrogalvanisme que leur homologue en titane avec une quantité de corrosion plus importante, entraînant un relargage plus important de particules métalliques et donc une réponse inflammatoire plus importante. Une donnée intéressante l'amélioration de l'adaptation des armatures supra-implantaires par la céramisation. Les législations actuelles vont peut-être perturber la possibilité d'utilisation de cet alliage et donc sa possibilité d'utilisation dans notre pratique.

Des études *in-vitro* et *in-vivo* complémentaires sur les interactions des interfaces implantaires sont nécessaires afin de choisir la meilleure association de matériaux lors de la réalisation de prothèses supra-implantaires.

BIBLIOGRAPHIE :

1. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;16:1-132. PMID: 356184.
2. Simonis P, Dufour T, Tenenbaum H. Long-term implant survival and success: a 10–16-year follow-up of non-submerged dental implants. *Clin. Oral Impl. Res.* 21, 2010; 772–777. doi: 10.1111/j.1600-0501.2010.01912.x
3. De Angelis F, Papi P, Mencia F, Rosella D, Di Carlo S, Pompa G. Implant survival and success rates in patients with risk factors: results from a long-term retrospective study with a 10 to 18 years follow-up. *Eur Rev Med Pharmacol Sci.* 2017 Feb;21(3):433-437. PMID: 28239830.
4. Francetti L, Cavalli N, Taschieri S, Corbella S. Ten years follow-up retrospective study on implant survival rates and prevalence of peri-implantitis in implant-supported full-arch rehabilitations. *Clin Oral Implants Res.* 2019 Mar;30(3):252-260. doi: 10.1111/clr.13411. Epub 2019 Feb 18. PMID: 30702771.
5. Bäumer A, Toekan S, Saure D, Körner G. Survival and success of implants in a private periodontal practice: a 10 year retrospective study. *BMC Oral Health.* 2020 Mar 30;20(1):92. doi: 10.1186/s12903-020-01064-z. PMID: 32228667; PMCID: PMC7106605.
6. Moraschini V, Poubel LA, Ferreira VF, Barboza Edos S. Evaluation of survival and success rates of dental implants reported in longitudinal studies with a follow-up period of at least 10 years: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2015 Mar;44(3):377-88. doi: 10.1016/j.ijom.2014.10.023. Epub 2014 Nov 20. PMID: 25467739.
7. Caton J, Armitage G, Berglundh T, et al. A new classification scheme for periodontal and peri-implant diseases and conditions – Introduction and key changes from the 1999 classification. *J Periodontol.* 2018;89(Suppl 1):S1–S8. <https://doi.org/10.1002/JPER.18-0157>
8. Berglundh T, Armitage G, et al. Peri- implant diseases and conditions: Consensus report of workgroup 4 of the 2017 World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri-Implant Diseases and Conditions. *J Clin Periodontol.* 2018;45(Suppl 20):S286–S291. <https://doi.org/10.1111/jcpe.12957>
9. French D, Grandin HM, Ofec R. Retrospective cohort study of 4,591 dental implants: Analysis of risk indicators for bone loss and prevalence of peri-implant mucositis and peri-implantitis. *J Periodontol.* 2019 Jul;90(7):691-700. doi: 10.1002/JPER.18-0236. Epub 2019 Feb 6. PMID: 30644101; PMCID: PMC6849729.

10. Linkevicius T, Puisys A, Vindasiute E, Linkeviciene L, Apse P. Does residual cement around implant-supported restorations cause peri-implant disease? A retrospective case analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2013 Nov;24(11):1179-84. doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02570.x. Epub 2012 Aug 8. PMID: 22882700.
11. Mouhyi J, Dohan Ehrenfest DM, Albrektsson T. The peri-implantitis: implant surfaces, microstructure, and physicochemical aspects. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012 Apr;14(2):170-83. doi: 10.1111/j.1708-8208.2009.00244.x. Epub 2009 Oct 16. PMID: 19843108.
12. Geetha M, Singh AK, Asokamani R, Gogia AK. Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants – A review. *Prog Mater Sci.* 2009 May 1;54(3):397–425.
13. Wennerberg A, Ide-Ektessabi A, Hatkamata S, Sawase T, Johansson C, Albrektsson T, Martinelli A, Soëdervall U, Odelius H. Titanium release from implants prepared with different surface roughness. An in vitro and in vivo study. *Clin. Oral Impl. Res.* 15, 2004; 505–512 doi: 10.1111/j.1600-0501.2004.01053.x
14. Alrabeah GO, Knowles JC, Petridis H. The effect of platform switching on the levels of metal ion release from different implant-abutment couples. *Int J Oral Sci.* 2016 Jun 30;8(2):117-25. doi: 10.1038/ijos.2016.5. PMID: 27357323; PMCID: PMC4932776.
15. Gittens RA, Olivares-Navarrete R, Tannenbaum R, Boyan BD, Schwartz Z. Electrical implications of corrosion for osseointegration of titanium implants. *J Dent Res.* 2011 Dec;90(12):1389-97. doi: 10.1177/0022034511408428. Epub 2011 May 9. PMID: 21555775; PMCID: PMC3215755.
16. Prado AM, Pereira J, Henriques B, Benfatti CA, Magini RS, López-López J, Souza JC. Biofilm Affecting the Mechanical Integrity of Implant-Abutment Joints. *Int J Prosthodont.* 2016 Jul-Aug;29(4):381-3. doi: 10.11607/ijp.4759. PMID: 27479347.
17. Dibart S, Warbington M, Su MF, Skobe Z. In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005 Sep-Oct;20(5):732-7. PMID: 16274147.
18. Adler L, Buhlin K, Jansson L. Survival and complications: A 9- to 15-year retrospective follow-up of dental implant therapy. *J Oral Rehabil.* 2020 Jan;47(1):67-77. doi: 10.1111/joor.12866. Epub 2019 Sep 24. PMID: 31359446.
19. Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Oct;23 Suppl 6:22-38. doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02546.x. PMID: 23062125.

20. Olmedo D, Fernández MM, Guglielmotti MB, Cabrini RL. Macrophages related to dental implant failure. *Implant Dent.* 2003;12(1):75-80. doi: 10.1097/01.id.0000041425.36813.a9. PMID: 12704960.
21. Roach M. Base metal alloys used for dental restorations and implants. *Dent Clin North Am.* 2007 Jul;51(3):603-27, vi. doi: 10.1016/j.cden.2007.04.001. PMID: 17586146.
22. Watanabe K, Miyakawa O, Takada Y, Okuno O, Okabe T. Casting behavior of titanium alloys in a centrifugal casting machine. *Biomaterials.* 2003 May;24(10):1737-43. doi: 10.1016/s0142-9612(02)00583-5. PMID: 12593955.
23. Ohkubo C, Watanabe I, Ford JP, Nakajima H, Hosoi T, Okabe T. The machinability of cast titanium and Ti-6Al-4V. *Biomaterials.* 2000 Feb;21(4):421-8. doi: 10.1016/s0142-9612(99)00206-9. PMID: 10656325.
24. Sunnerkrantz PA, Syverud M, Herö H. Effect of casting atmosphere on the quality of Ti-crowns. *Scand J Dent Res.* 1990 Jun;98(3):268-72. doi: 10.1111/j.1600-0722.1990.tb00972.x. PMID: 2190303.
25. Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int.* 1996 Jun;27(6):401-8. PMID: 8941834.
26. Zinelis S. Effect of pressure of helium, argon, krypton, and xenon on the porosity, microstructure, and mechanical properties of commercially pure titanium castings. *J Prosthet Dent.* 2000 Nov;84(5):575-82. doi: 10.1067/mprr.2000.109479. PMID: 11105014.
27. Tsukuma, K., Shimada, M. Strength, fracture toughness and Vickers hardness of CeO₂-stabilized tetragonal ZrO₂ polycrystals (Ce-TZP). *J Mater Sci* **20**, 1178–1184 (1985). <https://doi.org/10.1007/BF01026311>
28. S Lawson, Environmental degradation of zirconia ceramics, *Journal of the European Ceramic Society*, Volume 15, Issue 6, 1995, Pages 485-502, doi: 10.1016/0955-2219(95)00035-S.
29. Ferrari, J.L, Sadoun, M. Classification des céramiques dentaires. *Cahier de prothèse*, 89,17-26. (1995)
30. SORENSEN J. The Lava System for CAD/CAM Production of High-Strength Precision Fixed Prosthodontics *Quintessence Dent Technol* 2003; 26 57-67
31. Mahiat, Y. La zircone : cette méconnue. *Stratégir prothétique*, 6 (1), 55-65. (2006).
32. Zhou J, Mah J, Shrotriya P, Mercer C, Soboyejo WO. Contact damage in an yttria stabilized zirconia: implications. *J Mater Sci Mater Med.* 2007 Jan;18(1):71-8. doi: 10.1007/s10856-006-0664-y. PMID: 17200816.

33. Butz F, Heydecke G, Okutan M, Strub JR. Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1 nov 2005;32(11):838-43
34. De Aza AH, Chevalier J, Fantozzi G, Schehl M, Torrecillas R. Crack growth resistance of alumina, zirconia and zirconia toughened alumina ceramics for joint prostheses. *Biomaterials*. 2002 Feb;23(3):937-45. doi: 10.1016/s0142-9612(01)00206-x. PMID 11774853.
35. Yu S-B, Song B-G, Cheon K-J, Kim J-W, Kim Y-H, Yang B-E. Clinical reliability of zirconium abutment in implant restorations in the English and Korean literature. *Maxillofacial Plastic & Reconstructive Surgery*. 10 sept 2018;40(1):1-1.
36. ISO 22674:2016(fr). Médecine bucco-dentaire — Matériaux métalliques pour les restaurations fixes et amovibles et les appareillages.
37. Bezzon OL, Pedrazzi H, Zaniquelli O, Da Silva TB. Effect of casting technique on surface roughness and consequent mass loss after polishing of NiCr and CoCr base metal alloys: A comparative study with titanium. *J Prosthet Dent* 92 (3): 274-7, 2004.
38. Meyer JM, Degrange M. Alliages nickel-chrome et alliages cobalt-chrome pour la prothèse dentaire. *Encyclopédie Medico-Chirurgicale* 23065T10: 12p, 1992.
39. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection* - 3rd edition. Carol Stream: Quintessence Publishing Co, 2002.
40. Breme HJ. Metals and Implants. In: Helsen J, Breme H, eds. *Metals as biomaterials*. Chichester: John Wiley & Sons Ltd, 1998.
41. NF EN ISO 6871-1 Avril 1997 Alliages dentaires non précieux à couler - Partie 1 : Alliages à base de cobalt.
42. Manaranche C, Hornberger H. A proposal for the classification of dental alloys according to their resistance to corrosion. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2007 Nov;23(11):1428–37.
43. Dejou J, Giraud T. « Biomatériaux de restauration en implantologie : quelques critères de choix » in Patrick Tavitian ; *Prothèses supra-implantaires : données et conception actuelles*, Slovénie, CdP, JPIO, 2017, pp. 47-51.
44. ISO 8044:2015(fr), Corrosion des métaux et alliages — Termes principaux et définitions.
45. Landolt TD. *Corrosion et chimie de surfaces des métaux*.- 1e ed. Lausanne: Presses polytechniques et universitaires romandes, 1993.- 552 p.-(Traité des matériaux vo1.12)

46. Toumelin-Chemla F. Propriétés électrochimiques des alliages métalliques utilisés en odontologie. Encycl. Med. Chir, Odontologie, i, 23063C 10, 1998, 7p.
47. Chanterau J. Corrosion bactérienne, bactéries de la corrosion. - 2e ed. Paris: Technique et documentation, 1980.- 262p.
48. R. E. Melchers, R. Jeffrey, Early corrosion of mild steel in seawater, Corros. Sci. 47 (2005) p. 1678-1693.
49. Van Der Hoeven JS., Van Der Hoeven CWA., Schaeken MJM. Sulfate-reducing bacteria in the periodontal pocket. Oral Microbiol. Immunol., 1995, IQ, 258-290
50. Boopathy R, Robichaux M., Lafont D., Howelle M. Activity of sulfate-reducing bacteria in human periodontal pocket. Cano J. Microbiol. 2002,~, 1099-1103
51. Langendijk PS., Kulik EM., Meyer J., Van Der Hoeven JS. Isolation of *Desulfomicrobium orale* sp.nov. and *Desulfovibrio* strain NY682, oral sulfate-reducing bacteria in human periodontal disease. Int. J. Syst. Evo1. Microbio1., 2001,21,1035-1044
52. Loubinoux J., Bisson-Bouteillez C., Miller N., Le Faou AE. Isolation of the provisionally named *Desulfovibrio fairfieldensis* from human periodontal pockets. Oral Microbio1. Immuno1., 2002, 11,321-323
53. Willis CL., Gibson GR, Allison C. et coll. Growth, incidence and activities of dissimulatory sulphate reducing bacteria in the human oral cavity. FEMS Microbiol. Lett., 1995, 129,264-272
54. Tuna SH, Pekmez NO, Keyf F, Canli F. The electrochemical properties of four dental casting suprastructure alloys coupled with titanium implants. J Appl Oral Sci Rev FOB. 2009 Oct;17(5):467–75.
55. Grosogeat B, Colon P. SFBD, cours 6 : La Corrosion. 2009
56. Ansari G, Fattah-Alhosseini A. On the passive and semiconducting behavior of severely deformed pure titanium in Ringer's physiological solution at 37°C: A trial of the point defect model. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 2017 Jun 1;75:64–71.
57. Reclaru L, Meyer JM. Study of corrosion between a titanium implant and dental alloys. J Dent. 1994 Jun;22(3):159–68.
58. Cortada M, Giner L, Costa S, Gil FJ, Rodríguez D, Planell JA. Galvanic corrosion behavior of titanium implants coupled to dental alloys. J Mater Sci Mater Med. 2000 May;11(5):287– 93.
59. Taher NM, Al Jabab AS. Galvanic corrosion behavior of implant suprastructure dental alloys. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. 2003 Jan;19(1):54–9.

60. Grosogeat B, Reclaru L, Lissac M, Dalard F. Measurement and evaluation of galvanic corrosion between titanium/Ti6Al4V implants and dental alloys by electrochemical techniques and auger spectrometry. *Biomaterials*. 1999 May;20(10):933–41.
61. Ravnholt G. Corrosion current and pH rise around titanium coupled to dental alloys. *Scand J Dent Res*. 1988 Oct;96(5):466–72.
62. Arvidson K, Johansson EG. Galvanic currents between dental alloys in vitro. *Scand J Dent Res*. 1985 Oct;93(5):467–73.
63. Apaza-Bedoya K, Tarce M, Benfatti CAM, et al. Synergistic interactions between corrosion and wear at titanium-based dental implant connections: A scoping review. *J Periodont Res*. 2017;52:946–954. <https://doi.org/10.1111/jre.12469>
64. Lamberchts P, Debels E, Van Landuyt K, Peumans M, Van Meerbeek B. How to simulate wear? Overview of existing methods *Dent. Mater.*, 2006, 22, 693-701
65. Brunetiere N. Introduction à la TRIBOLOGIE, Institut Pprime – Futuroscope-2016.
66. Meyer J-M. Dégradation des biomatériaux, Ecole polytechnique fédérale de Lausanne, Université de Genève, Cours de biomatériaux du 02.11.2007, 58p.
67. G.W. Stachowiak. *Wear - Materials, mechanisms and practice*. Tribology in practice series. Wiley, Hoboken, NJ, USA, 2005.
68. Critical Appraisal Skills Programme UK. (n.d.). *CASP checklists*. Retrieved from <https://casp-uk.net/casp-tools-checklists/>
69. Korsch M, Robra BP, Walther W. Cement-associated signs of inflammation: retrospective analysis of the effect of excess cement on peri-implant tissue. *Int J Prosthodont*. 2015 Jan-Feb;28(1):11-8. doi: 10.11607/ijp.4043. PMID: 25588166.
70. Mencia F, De Angelis F, Papi P, Rosella D, Pompa G, Di Carlo S. A randomized clinical trial about presence of pathogenic microflora and risk of peri-implantitis: comparison of two different types of implant-abutment connections. *Eur Rev Med Pharmacol Sci*. 2017 Apr;21(7):1443-1451. PMID: 28429365.
71. Alrabeah GO, Knowles JC, Petridis H. Reduction of Tribocorrosion Products When Using the Platform-Switching Concept. *J Dent Res*. 2018 Aug;97(9):995-1002. doi: 10.1177/0022034518765751. Epub 2018 Mar 26. PMID: 29578825.
72. Saghiri MA, Asatourian A, Kazerani H, Gutmann JL, Morgano SM. Effect of thermocycling on the surface texture and release of titanium particles from titanium alloy (Ti6Al4V) plates and dental implants: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2020 Dec;124(6):801-807. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.11.013. Epub 2020 Feb 7. PMID: 32037294.

73. Mellado-Valero A, Muñoz AI, Pina VG, Sola-Ruiz MF. Electrochemical Behaviour and Galvanic Effects of Titanium Implants Coupled to Metallic Suprastructures in Artificial Saliva. *Materials* (Basel). 2018 Jan 22;11(1):171. doi: 10.3390/ma11010171. PMID: 29361767; PMCID: PMC5793669.
74. Tawse-Smith A, Ma S, Duncan WJ, Gray A, Reid MR, Rich AM. Implications of Wear at the Titanium-Zirconia Implant-Abutment Interface on the Health of Peri-implant Tissues. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017 May/June;32(3):599–609. doi: 10.11607/jomi.5014. Epub 2017 Feb 7. PMID: 28170452.
75. AlOtaibi, A.A.; Sherif, E.-S.M.; Zinelis, S.; Al Jabbari, Y.S. Corrosion behavior of two cp titanium dental implants connected by cobalt chromium metal superstructure in artificial saliva and the influence of immersion time. *Int. J. Electrochem. Sci*. 2016, 11, 5877–5890.
76. Stimmelmayer M, Edelhoff D, Güth JF, Erdelt K, Happe A, Beuer F. Wear at the titanium-titanium and the titanium-zirconia implant-abutment interface: a comparative in vitro study. *Dent Mater*. 2012 Dec;28(12):1215-20. doi: 10.1016/j.dental.2012.08.008. Epub 2012 Sep 27. PMID: 23021964.
77. Hjalmarsson L, Smedberg JI, Wennerberg A. Material degradation in implant-retained cobalt-chrome and titanium frameworks. *J Oral Rehabil*. 2011 Jan;38(1):61-71. doi: 10.1111/j.1365-2842.2010.02127.x. PMID: 20673295.
78. Sharma M, Kumar AV, Singh N. Electrochemical corrosion behaviour of dental/implant alloys in saline medium. *J Mater Sci Mater Med*. 2008 Jul;19(7):2647-53. doi: 10.1007/s10856-007-3359-0. Epub 2008 Jan 16. PMID: 18197368.
79. Svanborg P, Stenport V, Eliasson A. Fit of cobalt-chromium implant frameworks before and after ceramic veneering in comparison with CNC-milled titanium frameworks. *Clin Exp Dent Res*. 2015 Oct 26;1(2):49-56. doi: 10.1002/cre2.9. PMID: 29744140; PMCID: PMC5839241.
80. Baldassarri M, Hjerpe J, Romeo D, Fickl S, Thompson VP, Stappert CF. Marginal accuracy of three implant-ceramic abutment configurations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012 May-Jun;27(3):537-43. PMID: 22616046.
81. Barbosa GA, das Neves FD, de Mattos Mda G, Rodrigues RC, Ribeiro RF. Implant/abutment vertical misfit of one-piece cast frameworks made with different materials. *Braz Dent J*. 2010;21(6):515-9. doi: 10.1590/s0103-64402010000600006. PMID: 21271041.
82. Park JH, Lee H, Kang SY, Kim J, Kim JH. Effect of core materials for core fabrication for dental implants on in-vitro cytocompatibility of MC3T3-E1 cells. *BMC Oral Health*. 2019 Dec 18;19(1):284. doi: 10.1186/s12903-019-0985-0. PMID: 31849322; PMCID: PMC6918698.

83. Alrabeah Ghada O, Brett Peter, Knowles Jonathan C, Petridis Haralampos. The effect of metal ions released from different dental implant-abutment couples on osteoblast function and secretion of bone resorbing mediators. *Journal of Dentistry* <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2017.08.002>
84. van Brakel R, Meijer GJ, de Putter C, Verhoeven JW, Jansen J, Cune MS. The association of clinical and microbiologic parameters with histologic observations in relatively healthy peri-implant conditions- a preliminary short-term in vivo study. *Int J Prosthodont.* 2014 Nov-Dec;27(6):573-6. doi: 10.11607/ijp.3922. PMID: 25390874.
85. de Oliveira GR, Pozzer L, Cavalieri-Pereira L, de Moraes PH, Olate S, de Albergaria Barbosa JR. Retraction: Bacterial adhesion and colonization differences between zirconia and titanium implant abutments: an *in vivo* human study. *J Periodontal Implant Sci.* 2019 Feb 7;49(1):58. doi: 10.5051/jpis.2019.49.1.58. PMID: 30847257; PMCID: PMC6399087.
86. van Brakel R, Meijer GJ, Verhoeven JW, Jansen J, de Putter C, Cune MS. Soft tissue response to zirconia and titanium implant abutments: an in vivo within-subject comparison. *J Clin Periodontol.* 2012 Oct;39(10):995-1001. doi: 10.1111/j.1600-051X.2012.01931.x. Epub 2012 Aug 5. PMID: 22862854.
87. Salihoglu U, Boynuegri D, Engin D, Duman AN, Gokalp P, Balos K. Bacterial adhesion and colonization differences between zirconium oxide and titanium alloys: an in vivo human study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011 Jan-Feb;26(1):101-7. PMID: 21365044.
88. van Brakel R, Cune MS, van Winkelhoff AJ, de Putter C, Verhoeven JW, van der Reijden W. Early bacterial colonization and soft tissue health around zirconia and titanium abutments: an in vivo study in man. *Clin. Oral Impl. Res.* 22, 2011; 571–577.
89. Welander M, Abrahamsson I, Berglundh T. The mucosal barrier at implant abutments of different materials. *Clin. Oral Impl. Res.* 19, 2008; 635–641. doi: 10.1111/j.1600-0501.2008.01543.x
90. Cortada M, Giner L, Costa S, Gil FJ, Rodríguez D, Planell JA. Galvanic corrosion behavior of titanium implants coupled to dental alloys. *J Mater Sci Mater Med.* 2000 May;11(5):287– 93.
91. Oh K-T, Kim K-N. Electrochemical properties of suprastructures galvanically coupled to a titanium implant. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2004 Aug 15;70(2):318–31.
92. Baixe S, Tenenbaum H, Etienne O. Pénétration microbienne dans la connectique pilier-implant : revue de littérature [Microbial contamination of the implant-abutment connections: Review of the literature]. *Rev Stomatol Chir Maxillofac Chir Orale.* 2016 Feb;117(1):20-5. French. doi: 10.1016/j.revsto.2015.11.004. Epub 2015 Dec 30. PMID 26746601.

93. Steinebrunner L, Wolfart S, Bössmann K, Kern M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005 Nov-Dec;20(6):875-81. PMID: 16392344.
94. Guindy JS, Schiel H, Schmidli F, Wirz J. Corrosion at the marginal gap of implant-supported suprastructures and implant failure. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004 Nov-Dec;19(6):826-31. PMID: 15623057.
95. Avis du CER sur cobalt, publié par l'ECHA le 22 septembre 2017. <https://echa.europa.eu/documents/10162/b7316b11-ae65-1dd0-2e64-bb6ad3efbd82>.
96. Règlement (UE) 2020/561 du Parlement européen et du Conseil du 23 avril 2020. <http://data.europa.eu/eli/reg/2020/561/oj>.
97. Makigusa K, Toda I, Yasuda K, Ehara D, Suwa F. Effects of platform switching on crestal bone around implants: a histomorphometric study in monkeys. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2014;34 Suppl 3:s35-41. doi: 10.11607/prd.1821. PMID: 24956089.
98. Vela-Nebot X, Rodríguez-Ciurana X, Rodado-Alonso C, Segalà-Torres M. Benefits of an implant platform modification technique to reduce crestal bone resorption. *Implant Dent*. 2006 Sep;15(3):313-20. doi: 10.1097/01.id.0000226788.19742.32. PMID: 16966906.
99. Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? *Clin Oral Implants Res*. 2007 Oct;18(5):581-4. doi: 10.1111/j.1600-0501.2007.01398.x. Epub 2007 Jun 30. PMID: 17608737.
100. Chang CL, Chen CS, Hsu ML. Biomechanical effect of platform switching in implant dentistry: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010 Mar-Apr;25(2):295-304. PMID: 20369087.
101. Gapski R, Neugeboren N, Pomeranz AZ, Reissner MW. Endosseous implant failure influenced by crown cementation: a clinical case report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23: 943–946.
102. Linkevicius T, Puisys A, Vindasiute E, Linkeviciene L, Apse P. Does residual cement around implant-supported restorations cause peri-implant disease? A retrospective case analysis. *Clin Oral Implants Res* 2013; 24: 1179–1184.
103. Linkevicius T, Vindasiute E, Puisys A, Linkeviciene L, Maslova N, Puriene A. The influence of the cementation margin position on the amount of undetected cement. A prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res* 2013; 24: 71–76.
104. Wilson TG Jr. The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. *J Periodontol* 2009; 80: 1388– 1392.

105. Wittneben JG, Millen C, Bragger U. Clinical performance of screw- versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions – a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014b; 29(Suppl): 84–98.

ANNEXES :

1 = Implants	2 = Piliers	3 = Effets sur implants/piliers	4 = Reactions gingivales	5 = Types d'étude
Implant OR titanium implant OR dental implants OR dental implant OR dental prosthesis, implant- supported OR CAD-CAM implant OR bone level implants	Dental abutment OR zirconia abutment OR zirconium abutment OR titanium abutment OR cobalt- chromium abutment OR esthetic abutment OR CAD-CAM abutment OR Mutli-Unit abutment OR switching platform OR ceramic abutment	Wear OR corrosion OR tribocorrosion OR Electrogalvanism OR product of degradation OR Implant abutment design OR implant abutment connection OR implant design	Inflammation OR parodontal area OR biological space OR swelling OR reaction	In vitro technique OR comparative study OR follow-up studies OR normalized controlled trial

Tableau 1: Stratégie de recherche.

Checklist CASP pour études in vivo	Checklist CASP pour études in vitro
1. L'objectif de cette étude est-il clair ?	1. L'objectif de cette étude est-il clair ?
2. Une méthode qualitative est-elle appropriée ?	2. La méthodologie qualitative est-elle appropriée ?
3. La conception de cette étude est-elle appropriée pour répondre à son objectif ?	3. La conception de cette étude est-elle appropriée pour répondre à son objectif ?
4. La stratégie de recrutement était-elle appropriée pour l'objectif de cette étude ?	4. Les données étaient-elles un moyen de répondre à la problématique ?
5. Les données étaient-elles un moyen de répondre à la problématique	5. Les facteurs confondants ont-ils été abordés ?
6. La relation entre les participants et les chercheurs considérée de manière adéquate ?	6. Ces facteurs ont-ils étaient pris en compte dans la conception de l'étude et/ou l'analyse des données ?
7. Les problèmes éthiques ont-ils été pris en considération ?	7. La durée de l'étude était-elle suffisante ?
8. L'analyse a-t-elle été faite de façon suffisamment rigoureuse ?	8. L'analyse a-t-elle été faite de façon suffisamment rigoureuse ?
9. Les résultats sont-ils clairement exposés ?	9. Les résultats sont-ils clairement exposés ?
10. Quelle est la valeur de cette étude ?	10. Quelle est la valeur de cette étude ?

Tableau 2 : Checklistes CASP modifiées pour études in vivo et in vitro

Année	2017	2014	2012	2012	2011	2010	2008
Auteur	Tawse-smith et coll. (74)	Van Brakel et coll. (84)	De Olivera et coll. (85)	Van Brakel et coll. (86)	Salihog'lu et coll. (87)	Van Brakel et coll. (88)	Welander et coll. (89)
L'objectif de cette étude est-il clair ?	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui
Une méthode qualitative est-elle appropriée ?	Ne peux dire	Oui	Oui	Non	Oui	Oui	Oui
La conception de cette étude est -elle appropriée	Oui	Ne peux dire	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui
La stratégie de recrutement était-elle appropriée pour l'objectif de cette étude ?	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui
Les données étaient-elles un moyen de répondre à la problématique	Oui	Oui	Oui	Non	Oui	Oui	Ne peux dire
La relation entre les participants et les chercheurs considérée de manière adéquate ?	Ne peux dire	Oui	Ne peux dire	Oui	Oui	Ne peux dire	Oui
Les problèmes éthiques ont-ils été pris en considération ?	Oui	Ne peux dire	Oui	Ne peux dire	Ne peux dire	Oui	Oui
L'analyse a-t-elle été faite de façon suffisamment rigoureuse ?	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui
Les résultats sont-ils clairement exposés ?	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui
Quelle est la valeur de cette étude ?	Moyenne	Basse	Moyenne	Moyenne	Moyenne	Moyenne	Basse
Score	7	6	8	6	8	7	8
Qualité	Bonne	Moyenne	Bonne	Moyenne	Bonne	Bonne	Bonne

Tableau 3 : Résultats de l'évaluation de la qualité des études in vivo

Année	2020	2019	2018	2018	2016	2015
Auteur	Saghiri et coll. (72)	Park et coll. (82)	Alrabeah et coll. (83)	Mellado-valero et coll. (73)	Al'Otaibi et coll. (75)	Svanborg et coll. (79)
L'objectif de cette étude est-il clair ?	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui
La méthodologie qualitative est-elle appropriée ?	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui
La conception de cette étude est -elle appropriée pour répondre à son objectif ?	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui
Les données étaient-elles un moyen de répondre à la problématique ?	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui
Les facteurs confondants ont-ils été abordés ?	Oui	Oui	Oui	Oui	Non	Oui
Ces facteurs ont-ils été pris en compte dans la conception de l'étude et/ou l'analyse des données ?	Oui	Oui	Oui	Oui	Non	Oui
La durée de l'étude était-elle suffisante ?	Ne peux dire	Ne peux dire	Ne peux dire	Ne peux dire	Oui	Ne peux dire
L'analyse a-t-elle été faite de façon suffisamment rigoureuse ?	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui
Les résultats sont-ils clairement exposés ?	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui
Quelle est la valeur de cette étude ?	Moyenne	Haute	Haute	Haute	Haute	Haute
Score	8	8	8	8	7	8
Qualité	Bonne	Bonne	Bonne	Bonne	Bonne	Bonne

(a)

Année	2012	2012	2010	2010	2008
Auteur	Baldassarri et coll. (81).	Stimmelmayer et coll. (76)	Barbosa et coll. (80)	Hjalmarsson L, Smedberg J-I et coll. (77)	Sharma et coll. (78)
L'objectif de cette étude est-il clair ?	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui
La méthodologie qualitative est-elle appropriée ?	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui
La conception de cette étude est -elle appropriée pour répondre à son objectif ?	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui
Les données étaient-elles un moyen de répondre à la problématique ?	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui
Les facteurs confondants ont-ils été abordés ?	Oui	Oui	Non	Ne peux dire	Oui
Ces facteurs ont-ils été pris en compte dans la conception de l'étude et/ou l'analyse des données ?	Non	Ne peux dire	Non	Ne peux dire	Oui
La durée de l'étude était-elle suffisante ?	Oui	Ne peux dire	Oui	Oui	Ne peux dire
L'analyse a-t-elle été faite de façon suffisamment rigoureuse ?	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui
Les résultats sont-ils clairement exposés ?	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui
Quelle est la valeur de cette étude ?	Haute	Haute	Basse	Moyenne	Basse
Score	8	7	8	7	8
Qualité	Bonne	Bonne	Bonne	Bonne	Bonne

(b)

Tableau 4 (a et b) : Résultats de l'évaluation de la qualité des études in vitro

Date	Auteur	Objectif	Matériel	Méthode	Résultats
2020	Saghiri et coll. (71)	Évaluer l'effet des thermocycles sur la texture de surface et le relargage de particule de titane depuis la surface implantaire.	-3 implants MSI. -3 plaques taillées aux dimensions d'un implant. -Salive artificielle utilisé par Dimica et al 2013. -pH 7. -Thermocycles selon méthode décrite par Saghiri et al. 2013.	-Thermocyclage comprenait des transferts dans des bains à température différentes (5 et 55°C). -Passage d'1min dans chaque bain avec transfert en 15 secondes -2,5mL de salive artificielle de chaque bain à 0 cycles pour groupe contrôle, adjonction de 2,5mL de salive artificielle. -Même procédé à 100, 200, 500, 1000 et 2000 cycles. -Détection et mesure de relargage de particule de titane en utilisant la méthode utilisant l'ICP-MS décrite par Wang et al. 2007. -Analyse de surface par SEM suivant la technique décrite par Saghiri et al. 2013.	-Relargage le plus important à 2000 cycles. -Différence significative de la texture de surface avec l'augmentation du nombre de cycle. -Délitiation de zone de passivation au fur et à mesure des cycles.
2018	Mellado-Valero et coll. (72)	Analyser le comportement électrochimique de 5 alliages différents et l'effet galvanique quand associé à un implant titane.	-5 alliages différents : Co-Cr, Co-cr c, NiCrTi, Au et Ti garde 4 (Ti6Al4V). -Implants Ti garde 2. -Salive artificielle (fusayama modifiée) à différents pH (6,5 à 3) avec ou sans fluoride	-Mesure OCP (open circuit) -Courbes potentiodynamiques -Intensité à résistance zéro.	-Passivation spontanée de tous les alliages, cependant NiCrTi à un domaine de passivation très étroit et perd sa passivité en présence de fluoride. -Variation de pH de 6,5 à 3 n'a pas d'influence sur le comportement électrochimique de Ti, Ti6Al4V et Co-cr. - Sous pH 3,5 et en présence de fluoride à 1000 ppm, Ti-Ti6Al4V commence à se dissoudre activement. - Sous pH 3,5 et en présence de fluoride à 1000 ppm, Co-Cr/Ti montre une accélération de la corrosion due à l'effet galvanique. -Au présente les meilleurs résultats dans tous les tests.

2017	Tawse-Smith et coll. (73)	Investiguer la présence de particules métalliques dans la muqueuse péri-implantaire autour un implant titane après 5 ans de mise en charge pour des prothèses implantaire unitaire en faisant attention aux signes cliniques d'inflammation péri-implantaire	-Etude de cohorte à 5 ans. -27 participants ont subi une mise en charge immédiate par implant Ti en secteur maxillaire antérieur par pilier Zr. -16 patients revenue au contrôle à 5 ans. -Mesure clinique obtenue avant que les piliers transvissés ne soit retirer. -Rétro-alvéolaire par long cône pour mesurer le niveau de l'os marginal. -Mesure clinique et prélèvement cytologique sur les dents controlatéral pour chaque patient servant en tant que groupe contrôle.	-Mesures des tissus péri-implantaire : BOP (mésiale, palatine, vestibulaire, distale), GI, Pi, PPD (mésiale, palatine, vestibulaire, distale), Récession (distance de la gencive marginale libre (GML) à la jonction émail-cément (JEC) pour les dents, et de la GML à l'interface implant-pilier. -Rétro-alvéolaire avec un angulateur modifié à un angle de 12 degrés par rapport à l'interface implant-pilier, mesure du niveau d'os marginal depuis l'interface à la position la plus coronaire du contact os-implant. -Cytologie exfoliative ; prélèvement à la micro-brush en deux zones gingivales : Externe (vestibulaire et palatin péri-implantaire), Interne (jonction épithéliale). Évaluation du résidu cytologique : MO, SEM-EDS. -Analyse des traces d'élément par ICPMS.	-Cytologie exfoliative : MO : Particules noires extracellulaires observées dans les résidus de la muqueuse péri-implantaires, présence significativement plus importante en interne avec tendance à s'accumuler au niveau de la jonction implant-pilier. SEM et EDS : analyse des résidus a identifié plusieurs éléments avec une différence significative entre externe et interne pour la présence de particules de Ti. Présence de zircone mais faible en interne mais pas en externe. ICPMS : Différence significative entre externe et interne. Concentration de Ti similaire dans toutes les zones. Présence de particule de Zr en interne.
2016	Al'Otaibi et coll. (74)	Investiguer l'effet de connecter deux implants titane avec des supra-structures cobalt-chrome, ainsi que le temps d'immersion sur le comportement électrochimique	-2 implants Synocta Ti grade 4. -Modèle maitre de résine pré-perforé. -Couronne Wirobond 280 (Co-Cr). -Salive artificielle ISO/CD 10271 à pH 6,7 et à 37°C.	-Mesure par 3 prélèvements à des points différents de salive à 1, 24 et 48 heures. -Mesure de la corrosion par cellule conventionnelle de trois électrodes. -OCP. -CCP (Cyclic potentiodynamic polarization). -EIS (Electrochemical impedance spectroscopy) -Chronoampérométrie. -Étude la morphologie par SEM couplé à une analyse par rayon X.	-Passivation rapide et importante des matériaux. -Intensité de l'uniformisation de la corrosion augmente avec le temps d'immersion. - Augmentation de la valeur du courant de corrosion et diminution de la valeur de la résistance à la polarisation dans le temps confirme la diminution de la résistance à la corrosion dans le temps. -Cependant il a été noté que la sévérité du phénomène de pitting diminue avec temps. -En paire, l'un des implants est plus affecté alors que l'autre est plus protégé.

2012	Stimmelayr et coll. (75)	Détermination et mesure de l'usure de l'interface entre implant titane et pilier zircone une pièce en comparaison à un pilier titane.	-6 implants dans blocs en résine auto-polymérisable représentant un os de type 3. -3piliers Zr et 3 piliers Ti. -Machine de test de fatigue (CS-4, SD, Mechatronic GmbH, Freldkrichen, Westerham, Germany). -Contrainte appliqué sur les piliers par stylet rond en acier inoxydable.	-Scanne par SEM et CT (3D-Computer Tomography) de l'interface avant la connexion des pièces pour servir de comparatif -Les six spécimens sont fixés sur une plateforme de charge. -Force de 100N sur 1.200.000 cycles à une fréquence de 1,2 Hz, vitesse de charge était de 10mm/s et remontée à 60mm/s. -Scanne par SEM et CT après charge de l'interface	-Après charge usure plus importante sur l'interface Zr-Ti que Ti-Ti. -Usure minimale observée par SEM au niveau de l'interface Ti-Ti.
2010	Hjalmarsson et coll. (76)	Estimer <i>in vitro</i> la dégradation de piliers implantaires en titane ou cobalt-chrome, avant et après exposition à de la salive artificielle.	-4 piliers fabriqués selon la méthode standard Cresco™ : 2 Cobalt-chrome 2 Titane grade 4 -Salive artificielle (ISO 10993-13) à 37°C et à pH entre 6 et 7.	-Mesure du relargage d'élément par Spectroscopie de masse à 1, 7, 14 et 30 jours. -Analyse de la topographie de surface en 3D par interféromètre grossissement X50.	-Relargage significativement plus important de cobalt que de titane ou chrome. -Rugosité de la connexion pilier-implant après exposition à la salive. -Les piliers en titane étaient généralement plus rugueuse que celles en cobalt-chrome, aussi bien avant qu'après exposition.
2008	Sharma et coll. (77)	Étudier la corrosion électrochimique de différents matériaux dans de la salive artificielle en utilisant la polarisation de Tafel, la polarisation cyclique et la méthode EIS.	4 alliages différents pour armatures supra-implantaires : Co-cr (développé par Defence Research and Development Organization, India), Co-Crc (commerciallement disponible), Ni-Cr, Cu-Ni-Al, Ti cp -Salive artificielle à partie d'une modification de la solution de Fusayama.	-OCP. -Polarisation de Tafel. -Polarisation cyclique. -EIS. -Toutes les mesures ont été prises à 1 heure puis à 1 et 7 jours d'exposition à la salive artificielle.	-Diminution de la résistance à la corrosion de tous les alliages -Tous les alliages montrent une résistance locale à la corrosion sauf Cu-Ni-Al. -Couche de passivation stable pour tous les alliages sauf Cu-Ni-Al. -Quantité de corrosion moindre pour le Ti-cp que pour le Co-Cr. -Ti-cp présente une tendance moindre au phénomène de pitting que Co-Cr et donc une excellente repassivation.

Tableau 5 : Résultats sur la corrosion, l'usure et le phénomène d'électrogalvanisme de l'interface implant-pilier en fonction des différents matériaux.

Année	Auteur	Objectif	Matériel	Méthode	Résultats
2015	Svanborg et coll. (78)	-Évaluer l'adaptabilité des armatures supra-implantaires en cobalt-chrome et titane d'implants CNC-milled (computer numeric-controlled-milled) pour les édentés maxillaires. -Évaluer l'effet de la céramisation sur l'adaptabilité des supra-structures en cobalt-chrome.	-6 implants avec 2 armatures supra-implantaire 10 éléments : CNC-milled cobalt-chrome et titane (Ti) de grade 4. -Les implants sont fixes dans un modèle en résine reproduisant un maxillaire en os de type IV. -Céramisation de la suprastructure en cobalt-chrome.	-Analyse de l'adaptation par méthode « least square » décrite par Bühler 1981	-Différence faible mais statistiquement significative entre l'armature supra-implantaire en titane et cobalt-chrome, mais cliniquement inutile. -La céramisation a amélioré faiblement mais significativement l'adaptation de l'armature supra-implantaire en cobalt-chrome.
2012	Baldassari et coll. (79)	Déterminer l'adaptation marginale de trois piliers en Zirconia de configuration différente et un pilier titane.	-20 implants titane et piliers transvisés. -4 combinaisons différentes de piliers : 5 NP (Nobel Procera zirconia abutment), 5 B3i (Encode zirconia abutment), 5 At (Atlantis zirconia abutment), 5Ti (groupe contrôle encode titanium abutment) -Tous les piliers ont été fabriqué par CAD-CAM (computer assisted design/computer aided manufacture) et sont basés sur une incisive centrale droite	Serrage à 20Ncm pour les B3i, At et Ti. -Serrage à 32Ncm pour les NP. -Mesure de l'ajustage par SEM (scanning electron microscopy). -30 mesures par face de chaque spécimens (120 mesures par spécimens).	Différence significative entre B3i et At. -Ajustage significativement meilleur pour les piliers titane par rapport aux piliers céramiques. -Ratio médian d'espacement 3 à 7 fois plus important pour les piliers céramiques par rapport aux piliers titane.
2010	Barbosa et coll. (80)	Comparer l'ajustage vertical et passif d'armatures supra-implantaires constituées de différents matériaux : Ti grade 1 (G1), cobalt-chrome (G2) et nickel-chrome-titane (G3).	-Modèle maitre en métal reproduisant la courbe de la mandibule. -15 armatures supra-implantaires simulant des barres pour prothèses fixés sur un modèle avec 5 implants. -5 G1, 5 G2, 5 G3.	-Serrage à 20N.cm. -Mesure par microscope optique (MO) à X30. -2 mesures en distal et mésial de chaque pilier sans vissage (adaptation passive) et avec vissage (adaptation verticale).	-Pas de différence significative sur l'adaptation verticale. -Différence significative pour l'adaptation passive entre G1/G3 et G2. -G2 a la moins bonne adaptation passive.

Tableau 6 : Résultats sur l'adaptation à l'interface pilier-implant en fonction des différents matériaux.

Date	Auteur	Objectif	Matériel	Méthode	Résultats
2019	Park et coll. (81)	Investiguer et comparer l'effet de matériaux utilisés pour restauration sur implant fabriqué par CAD-CAM sur les cellules MC3T3-E1.	-Matériaux utilisé : Pocrelain Fused Gold (PFG), Disilicate de lithium (LiSi₂), Zircone (ZrO₂), Nickel-Chrome (Ni-Cr), Cobalt-Chrome (Co-Cr). -Cellules de la lignée des pré-ostéoblaste (MC3T3-E1).	-Analyse de l'adhésion cellulaire par CLSM (Confocal Laser Scanning Microscopy). -Analyse de la prolifération cellulaire par évaluation au sel de methoxyphenyl tetrazole. - Analyse de la différenciation cellulaire par évaluation de l'activité Phosphate d'alkaline.	-Adhésion et morphologie irrégulière et peu de prolifération des filopodes pour Ni-Cr. -Prolifération cellulaire significativement haute pour ZrO₂. -Différenciation cellulaire significativement importante pour LiSi₂.
2017	Tawse-Smith et coll. (73)	Investiguer la présence de particules métalliques dans la muqueuse péri-implantaire autour un implant titane après 5 ans de mise en charge pour des prothèses implantaire unitaire en faisant attention aux signes cliniques d'inflammation péri-implantaire	-Etude de cohort à 5 ans. -27 participants ont subi une mise en charge immédiate par implant Ti en secteur maxillaire antérieur par pilier Zr. -16 patients revenue au contrôle à 5 ans. -Mesure clinique obtenue avant que les piliers transvisés ne soit retirer. -Rétro-alvéolaire par long cône pour mesurer le niveau de l'os marginal. -Mesure clinique et prélèvement cytologique sur les dents controlatéral pour chaque patient servant en tant que groupe contrôle.	-Mesures des tissus péri-implantaire : BOP (mésiale, palatine, vestibulaire, distale), GI Pi PPD (mésiale, palatine, vestibulaire, distale), Récession (distance de la gencive marginale libre (GML) à la jonction émail-cément (JEC) pour les dents, et la de la GML à l'interface implant-pilier. -Rétro-alvéolaire avec un angulateur modifié à un angle de 12 degrés par rapport à l'interface implant-pilier, mesure du niveau d'os marginal depuis l'interface à la position la plus coronaire du contact os-implant. -Cytologie exfoliative ; prélèvement à la micro-brush en deux zones gingivales : Externe (vestibulaire et palatin péri-implantaire), Interne (jonction épithéliale). Évaluation du résidu cytologique : MO, SEM-EDS (Energy Dispersive Spectroscopy). Analyse des traces d'élément par ICPMS (Inductively Coupled Plasma Mass Spectrometry).	-Cytologie exfoliative : MO : significativement plus de cellules épithéliales en externe qu'en interne, Cellules inflammatoires observées dans toutes les zones toute fois présence en moindre quantité en interne, -Pas de différence significative pour le GI et BOP, PPD inférieur à 3 mm, seule différence significative en distal, récessions observées qu'en vestibulaire. -perte entre 0,5 et 0,8 mm acceptable selon les critères de succès actuels.
2017	Alrabeah et coll. (82)	Investiguer l'effet de différente concentration en ions métalliques relargués de différent couples implants-piliers sur la viabilité, l'apoptose et l'expressions de gènes impliqués dans la résorption osseuse des cellules ostéoblastiques	-5 conditions de milieu de culture différentes représentants le relargage d'ions métalliques pour différents piliers (basé sur l'expérience réalisée par Alrabeah et al 2016) : TM (platform-matched titane garde 4) TSW (switching-platform titane garde 4) CM (Co-Cr platform-matched) CSW (Cocr Switching-platform) UI (sans piliers). -Cellules ostéoblastiques récupéré auprès de Lonza (Clonetics Normal Human Osteoblast cell System, NHOst, Lonza, Walkersville, MD, USA).	-Évaluation de la viabilité cellulaire par la bioévaluation Almar Blue™ à 1, 4, 7, 10, 14 et 21 jours. -Évaluation d'apoptose par flux cytométrique. -Analyse de l'expression des gènes par niveau de ARN transcrit en ADNc puis PCR en temps réel (IL-6, IL-8, COX-2, Caspase-8, OPG et RANKL) après incubation de 24, 48 et 72 heures.	-Les ions métalliques en concentration en représentant les groupes matched-platform ont une réduction significative de la survie cellulaire jusqu'à 7 jours. -Les cellules stimulées montrent un taux d'apoptose plus important que les cellules non traitées. -Les ions métalliques régulent positivement l'expression -La régulation était plus importante pour les groupes Platform-matched.

2014	Van Brakel et coll. (83)	Déterminer si les signes cliniques sont en corrélation avec les résultats histologiques pour les tissus mous péri-implantaires.	-20 patients (9 hommes et 11 femmes). -Chaque patients ont reçu deux implants à la mandibule. -Deux piliers par patients, un test (Zr) et un contrôle (Ti).	-Collection des données à 3 mois. -Paramètres cliniques et microbiologiques : PPD, Récession (REC), BOP, PCR en temps réel. Données récupérées sur deux sites (centrale et mésiale). -Paramètres histologiques : Teinture Hematoxylin-eosine, Teinture des membranes basales vasculaires pour évaluation de la vascularisation. -Biopsies mésiale et distale de 17 patients.	-Après préparation histologiques seul 14 patients ont été intégrés dans l'étude. -Pas de différence significative des paramètres étudiés entre les différents types de pilier. -Pas de résultats significatifs pour corréler les paramètres cliniques et microbiologiques et les paramètres histologiques entre pour Ti et Zr.
2012	De Oliveira et coll. (84)	Comparer la tendance de deux pathogènes parodontaux à adhérer et coloniser la surface de piliers zircone et titane au niveau des tissus durs et mous.	-12 patients (6 femmes et 6 hommes). -Tous les patients ont reçu deux implants en région prémolaire ou molaire à la mandibule (24 implants). -2 types de piliers (Ti et Zr) sur chaque patient.	-Mesures prises à la pose de l'implant et à trois mois. Paramètres cliniques étudiés : GI (gingival index), PI (plaque index), PPD, BoP. -Mesure de l'énergie libre de surface par technique de la goutte sessile analysé par CCD-C (Charge Coupled Device Camera) et angle formé par ImageJ 1.46 software, mesure de l'hydrophobicité par équation de Young-Dupre. -Biopsie de la zone en contact avec la surface des piliers. -Détection et quantification de l'ADN d'AA, PG et bactérien total par PCR en temps réel.	-Pas de différence significative du nombre de copie d'ADN d'Aa, Pg et bactérien total entre les deux groupes. -Zircone présente une énergie libre de surface moins importante que Titane. -Pas d'influence de l'énergie libre de surface sur les résultats microbiologiques.
2012	Van Brakel et coll. (85)	Comparer la santé des tissus mous en regard de piliers titane et zircone chez l'homme par données histologiques	20 patients ont reçu 2 implants mandibulaires. -2 piliers par patient, un titane et un zircone. -Méthode split mouth.	-Mesure à la pose et à 3 mois. -Prélèvement par biopsie à 3 mois. -Évaluation en aveugle. -Le nombre de vaisseaux sanguins par unité de surface et une échelle d'évaluation de l'inflammation de 1 à 4 ont été utilisés.	-17 patients ont été retenus pour l'analyse, biopsie réalisée sur 14. -Pas de différence significative des tissus mous adjacents aux piliers entre la zircone et le titane.

2011	Salihoglu et al. (86)	Comparer l'oxyde de zircon et les alliages de titane par rapport à la tendance à l'adhésion et la colonisation de deux pathogènes parodontaux sur les tissus mous et durs <i>in vivo</i> .	-12 patients ont reçu deux implants avec des piliers différents en postérieur de la mandibule. -Piliers utilisés titane et zircon.	-Examinations avant la chirurgie et avant la réintervention chirurgicale en prenant : PI, GI, PPD, BoP, Recession Gingivale (RG). -A trois mois, mise en place des piliers pendant 5 semaines puis prise des données cliniques et biopsie. -Mesure de l'énergie libre de surface par la technique de la goutte sessile analysée par CCD-C et logiciel Image J, hydrophobicité de surface des piliers calculée par équation de Young-Dupre -Identification et quantification par PCR en temps réel de l'ADN de <i>Aa</i>, <i>Pg</i>, et bactérien total.	-PPD ne présente pas de différence significative entre Zr et Ti. -Pas de différence significative de la présence d'ADN de <i>Aa</i>, <i>Pg</i> et bactérien total entre Zr et Ti. -L'énergie libre de surface est plus faible sur Zr que sur Ti.
2010	Van Brakel et al. (87)	Comparer la colonisation bactérienne primaire et la santé des tissus mous de la muqueuse adjacente aux surfaces de piliers en Zr ou Ti <i>in vivo</i> .	-20 patients (9 hommes et 11 femmes). -Deux implants dans la mandibule par patient, un avec pilier zircon et un pilier titane.	-Mesures prises à 2 semaines et à 3 mois après la pose de l'implant. -Biopsie de la zone péri-implantaire. -Analyse microbiologique par PCR en temps réel de <i>Aa</i>, <i>Pg</i>, <i>Fn</i>, <i>Pm</i>, <i>Tannerella forsythia</i> (<i>Tf</i>), <i>Prevotella intermedia</i> (<i>Pi</i>) et <i>Treponema denticola</i> (<i>Td</i>). -Paramètres cliniques analysés : PPD, RG, BoP Mesures réalisées en milieu et mesiale des implants.	-Pas de différence significative dans la présence des souches bactériennes étudiées à deux semaines et trois mois. -Pas de différence significative dans la santé des tissus mous péri-gingivaux. -Différence légère mais significative de la PPD avec une moyenne plus importante pour les piliers titane que pour les piliers zircon à trois mois.
2008	Welanders et al. (88)	Analyser la barrière épithéliale formée au niveau d'implants fait de matériaux différents.	-6 Labradors. -4 implants dans la mandibule par chien avec différents piliers (2 Ti, ZrO₂, Au-Pt).	-Euthanasie des chiens à 5 mois et prélèvements de la mandibule. -Coupes histologiques au niveau des implants. -Mesures histologiques : PM (muqueuse péri-implantaire marginale), aJE (jonction épithéliale apicale), B (niveau de l'os marginale au contact de l'implant), A/F (limite pilier/fixation). Effectuées par technique stéréologique décrite par Schroeder & Müzel-Pedrazzoli 1973, MO grossissement X1000.	-Dimensions des tissus mous au niveau de ZrO₂ et Ti sont restés stables à 5 mois. -Au-Pt collagène et fibroblastes en plus petites proportions et une plus grande proportion de leucocyte que pour ZrO₂ et Ti.

Tableau 7 : Résultats des réactions en regard de l'interface implant piliers en fonction des différents matériaux.

INDEX DES FIGURES ET TABLEAUX :

Figures :

Figures 1 : Interface implantaire

Figures 2 : Propriétés mécaniques du titane commercialement et allié (Ti6Al4V) DIN 17850 Titanium.

Figures 3 : (a) pilier CAD/CAM tout zircone (b) pilier zircone collé sur base titane

Figure 4 : Corrosion uniforme et corrosion localisée d'un métal (45).

Figure 5 : Mécanisme de la corrosion bactérienne (47).

Figure 6 : Échelle galvanique du plus noble au moins noble des métaux (55).

Figure 7 : Couple galvanique au sein du système implantaire (46).

Figure 8 : Schéma de l'usure au niveau de la connexion pilier-implant (63).

Figure 9 : Mécanisme de l'usure adhésive (66).

Figure 10 : Mécanisme de l'usure abrasive (66).

Figure 11 : Débit de troisième corps dans un contact (66).

Figure 12 : Flow chart.

Tableaux :

Tableau 1 : Stratégie de recherche.

Tableau 2 : Checklists CASP modifiées pour études *in vivo* et *in vitro*.

Tableaux 3 : Résultats de l'évaluation de la qualité des études *in vivo*.

Tableaux 4 (a et b) : Résultats de l'évaluation de la qualité des études *in vitro*.

Tableau 5 : Résultats sur la corrosion, l'usure et le phénomène d'électrogalvanisme de l'interface implant-pilier en fonction des différents matériaux.

Tableau 6 : Résultats sur l'adaptation à l'interface pilier-implant en fonction des différents matériaux.

Tableau 7 : Résultats des réactions en regard de l'interface implant piliers en fonction des différents matériaux.

CORRESPONDANCE POUR DROIT D'IMAGE :

Figure 1 :

Message :

Bonjour,

Etudiant à l'université de Bordeaux en odontologie, je suis actuellement en cours de rédaction de thèse. Je me permets de vous contacter pour vous demander s'il serait possible d'utiliser la figure a) Joint implant-pilier classique de votre diaporama sur le principe de platform-switching afin de l'intégrer dans ma thèse.

Figure 3 : (a) <https://www.straumann.com/us/en/dental-professionals/products-and-solutions/implant-borne-prosthetics/products/cares-abutment-zirconium-dioxide.html>
(b) <https://zirkonzahn.com/us/faq/dental-technical-tips/zirconia-abutments-on-titanium-bases.html>

Figure 4 :



Hussy Gabriel <gabriel.hussy@epfl.ch>

Mer 23/06/2021 14:56

À : Vous

Bonjour,

Merci de votre intérêt pour nos livres. Vous pouvez, bien sûr, utiliser cette figure en citant sa source.

Bien cordialement,

Gabriel HUSSY / [Responsable Digital Marketing](#)

EPFL PRESS • QUANTO • SAVOIR SUISSE

Presses polytechniques et universitaires romandes

EPFL Rolex Learning Center • CP 119 • 1015 Lausanne

T. +4121 693 27 30 • www.epflpress.org • www.editionsquanto.org • www.savoirsuisse.org

Le 23 juin 2021 à 14:42, EPFL Press <no-reply@epflpress.org> a écrit :



Bonjour, Etudiant en odontologie à l'université de Bordeaux, je suis actuellement en cours de rédaction de thèse. Je me permets de vous déranger

Figure 5 :

Votre message:

Bonjour,

Etudiant à l'université de Bordeaux, je suis actuellement en cours de rédaction de thèse. Je me permet de vous contacter pour vous demander si je peux utiliser la figure : "Mécanisme de corrosion bactérienne : (a) dommages localisés causés par des organismes aérobies ou réducteurs de sulfates; (b) corrosion perforante par aération sous des tubercules microbiens; (c) endommagement par sulfato-réduction ; (d) corrosion perforante ou superficielles par des organismes réducteurs de sulfates, possibilité de fragilisation par de l'hydrogène (pores, fissures) ; (e) dommages causées par des micro-organismes fermenteurs, anaérobies facultatifs; (f) corrosion perforante ou superficielle par des acides organiques ou des complexant" paru dans l'ouvrage de Chanterau J. Corrosion bactérienne, bactéries de la corrosion. - 2e ed. Paris: Technique et documentation, 1980.- 262p. dans ma thèse.

Dans l'attente de votre réponse,
Très cordialement
Aumailley William
Etudiant en Odontologie

ENVOYER

Figure 6 :

À  contact@sfbd.net X Cc Cci

demande droit d'image pour réalisation d'une thèse sur l'évolution de l'interface implant pilier d...

Bonjour,

Etudiant à l'université de Bordeaux, je suis actuellement en cours de rédaction de thèse. Je me permets de vous contact pour vous demander s'il me serait possible d'utiliser la figure1 Echelle galvanique du plus noble au moins noble du cours 6 sur La corrosion réalisé par Grosogeat B, Colon P. La Corrosion, SFBd. 2009 afin de l'intégrer dans ma thèse.

Dans l'attente de votre réponse,
Très respectueusement,
Aumailley William
Etudiant en odontologie|

Figure 7 :

Dear William,

Thank you for your email.

No special permission is required to reuse all or part of an article published by MDPI, including figures and tables. For articles published under an open access Creative Common CC BY license, any part of the article may be reused without permission, *provided that the original article is clearly cited*.

Important Note: Some articles (especially Reviews) may contain figures, tables or text taken from other publications, for which MDPI does not hold the copyright or the right to re-license the published material. Please note that you should speak with the original copyright holder (usually the original publisher or authors), to enquire about whether or not this material can be re-used.

Please let us know if you have any further questions.

Kind regards,
Stacy Luo
MDPI Support Team

Figure 8 :

Order Summary

Licensee: UFR-odontologie Bordeaux
Order Date: Jun 24, 2021
Order Number: 5095430437834
Publication: Journal of Periodontal Research
Title: Synergistic interactions between corrosion and wear at titanium-based dental implant connections: A scoping review
Type of Use: Dissertation/Thesis
Order Total: 0.00 EUR

View or print complete [details](#) of your order and the publisher's terms and conditions.

Sincerely,

Copyright Clearance Center

Figure 9 , Figure 10 et Figure 11



Noël BRUNETIERE <noel.brunetiere@univ-poitiers.fr>

Lun 21/06/2021 09:12

À : Vous

Bonjour,

Oui bien sûr vous pouvez utiliser les figures. Je vous demande juste de citer la source svp.

Bon courage pour la rédaction.

Bonne journée.

Noël Brunetière

Institut Pprime – UPR 3346
Dépt. Génie Mécanique et Systèmes Complexes
CNRS – Université de Poitiers – ENSMA
SP2MI – Téléport 2
11 Bd Marie et Pierre Curie
86360 Chasseneuil du Poitou – France
tel: +33 5 49 49 65 31
fax: +33 5 49 49 65 04
noel.brunetiere@univ-poitiers.fr
<https://pprime.fr/en/brunetiere-noel/>

Collège des Sciences de la Santé

UFR des Sciences Odontologiques

Serment

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

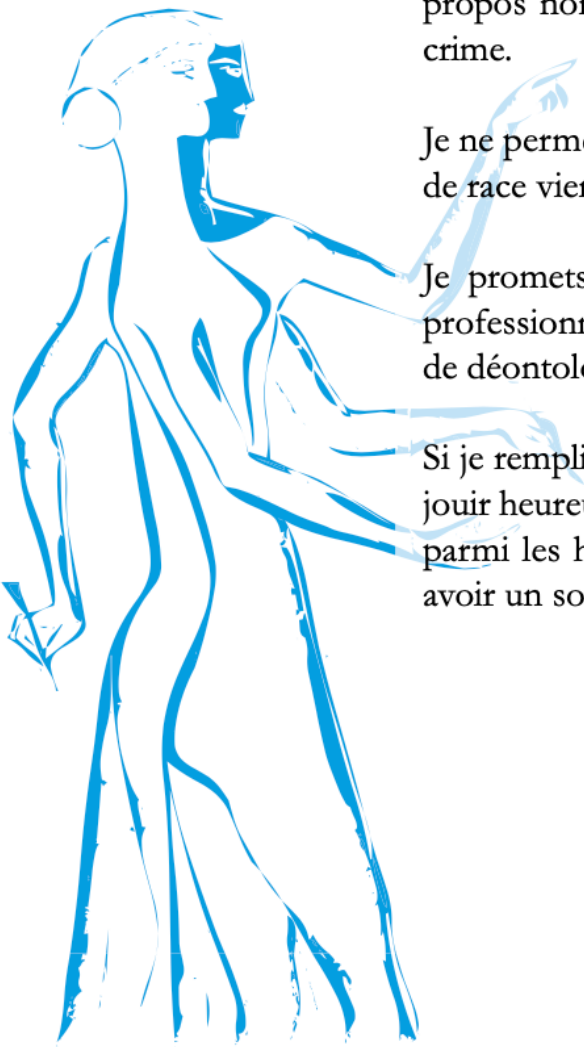
Je donnerai mes soins gratuits à l'indigent et n'exigerai jamais un honoraire au-dessus de mon travail. Ma langue taira les secrets qui me seront confiés. Admis à l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe.

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

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

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

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



Titre : Évolution de l'interface implant-pilier pour les piliers Plateforme-switching au cours du temps, une revue de la littérature.

Résumé :

L'implantologie prend une part de plus en plus importante dans l'activité omnipratique des dentistes libéraux. Avec cet essor du nombre de pose, les échecs implantaire après ostéointégration augmentent de concert. L'évolution de l'interface implant-pilier dans le temps pourrait avoir un effet sur ce taux de survie. Après avoir succinctement présenté les matériaux et mécanismes impliqués dans l'évolution de la connexion implantaire dans le temps, cette étude s'appliquera à décrire l'état actuel des connaissances en ce qui concerne l'évolution de l'interface implant-pilier pour les piliers plateforme-switching au cours du temps et son implication dans les phénomènes inflammatoires péri-implantaire sur les quinze dernières années et ce au travers d'une revue de la littérature.

Dans les limitations de cette étude, le titane apparaît comme étant la meilleure solution pour limiter la dégradation de l'interface implantaire. Cependant la zircone reste un matériau prometteur mais dont le principal défaut reste l'usure due au différentiel de dureté. Plus d'études sont encore nécessaires afin de choisir la meilleure association de matériaux lors de la réalisation de la prothèse supra-implantaire.

Mots clés : Implants, piliers, plateforme-switching, interface, corrosion, usure, électrolyse, adaptation

Title : Evolution of implant-abutment interface for switching-platform abutment, a systematic revue.

Abstract :

Implantology is playing an increasingly important part in the general practice of private dentists. With this boom in the number of applications, implant failures after osseointegration are increasing. The evolution of the implant-abutment interface over time could have an effect on this survival rate. After having succinctly presented the materials and mechanisms involved in the evolution of the implant connection, this study will apply to describe the current state of knowledge regarding the evolution of the implant-abutment interface for platform-abutments. switching over time and its implication in peri-implant inflammatory phenomena over the last fifteen years, through a review of the literature.

Within the limitations of this study, titanium appears to be the best solution to limit degradation of the implant interface. However, zirconia remains a promising material, but the main flaw is wear due to the hardness differential. More studies are needed in order to choose the best combination of materials for the supra-implant prosthesis.

Keywords : Implants, abutments, switching-platform, interface, corrosion, wear, electrolysis, adaptation