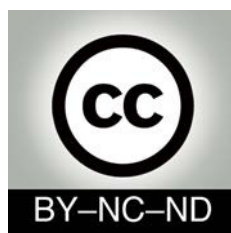




<http://portaildoc.univ-lyon1.fr>

Creative commons : Attribution - Pas d'Utilisation Commerciale  
- Pas de Modification 4.0 France (CC BY-NC-ND 4.0)



<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/deed.fr>

**UNIVERSITE CLAUDE BERNARD-LYON 1  
U.F.R. D'ODONTOLOGIE**

Année 2025

Thèse n°2025 LYO1D 001

**THESE**

**POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE  
DENTAIRE**

**Présentée et soutenue publiquement le 09 janvier 2025**

**Par**

**WINKEL Evan**

**Né le 20 mars 1997, à Colmar (68000)**

---

**LES IMPLANTS EN ZIRCON :  
REELLE ALTERNATIVE AUX IMPLANTS EN TITANE ?**

---

**JURY**

**Monsieur le Professeur Jean-Christophe FARGES**

**Président**

**Monsieur le Professeur Jean-Christophe MAURIN**

**Assesseur**

**Madame la Docteure Doriane CHACUN**

**Assesseur**

**Monsieur le Docteur Thibault JACQUES-GAGET**

**Assesseur**

## **UNIVERSITÉ CLAUDE BERNARD LYON I**

Président de l'Université	Frédéric FLEURY
Président du Conseil Académique	Hamda BEN HADID
Vice-Président du Conseil d'Administration	Didier REVEL
Vice-Présidente de la Commission Formation	Céline BROCHIER
Vice-Président Relations Hospitalo-Universitaires	Jean François MORNEX
Directeur général des services	Pierre ROLLAND

### **SECTEUR SANTE**

Doyen de l'UFR de Médecine Lyon-Est	Gilles RODE
Doyen de l'UFR de Médecine et de Maïeutique Lyon Sud - Charles Mérieux	Philippe PAPAREL
Doyen de l'Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques (ISPB)	Claude DUSSART
Doyen de l'UFR d'Odontologie	Jean-Christophe MAURIN
Directeur de l'Institut des Sciences & Techniques de Réadaptation (ISTR)	Jacques LUAUTÉ
Présidente du Comité de Coordination des Études Médicales	Carole BURILLON

### **SECTEUR SCIENCES ET TECHNOLOGIES**

Directrice de l'UFR Biosciences	Kathrin GIESELER
Directeur de l'UFR Faculté des Sciences	Bruno ANDRIOLETTI
Directeur de l'UFR Sciences & Techniques des Activités Physiques et Sportives (STAPS)	Guillaume BODET
Directeur de Polytech Lyon	Emmanuel PERRIN
Directeur de l'Institut Universitaire de Technologie Lyon 1 (IUT)	Michel MASSENZIO
Directeur de l'Institut des Science Financière & Assurances (ISFA)	Nicolas LEBOISNE
Directeur de l'Observatoire de Lyon	Bruno GUIDERDONI
Directeur de l'Institut National Supérieur du Professorat & de l'Éducation (INSPÉ)	Pierre CHAREYRON
Directrice du Département-composante Génie Électrique & des Procédés (GEP)	Rosaria FERRIGNO
Directrice du Département-composante Informatique	Saida BOUAZAK BRONDEL
Directeur du Département-composante Mécanique	Marc BUFFAT

## **FACULTÉ D'ODONTOLOGIE DE LYON**

Doyen : Pr. Jean-Christophe MAURIN, Professeur des Universités-Praticien hospitalier

Vice-Doyens : Pr. Maxime DUCRET, Professeur des Universités - Praticien hospitalier  
Pr. Brigitte GROSGOGEAT, Professeure des Universités - Praticien hospitalier  
Pr. Cyril VILLAT, Professeur des Universités - Praticien hospitalier

### **SOUS-SECTION 56-01 : ODONTOLOGIE PÉDIATRIQUE ET ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE**

Professeur Émérite des Universités-PH	M. Jean-Jacques MORRIER
Professeure des Universités-PH	Mme Béatrice THIVICHON-PRINCE
Maîtres de Conférences-PH	Mme Sarah GEBEILE-CHAUTY, Mme Claire PERNIER, Mme Lienhart Guillemette

### **SOUS-SECTION 56-02 : PRÉVENTION – ÉPIDÉMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ – ODONTOLOGIE LÉGALE**

Professeur des Universités-PH	M. Denis BOURGEOIS
Maître de Conférences-PH	M. Bruno COMTE
Maître de Conférences Associé	M. Laurent LAFOREST

### **SOUS-SECTION 57-01 : CHIRURGIE ORALE – PARODONTOLOGIE – BIOLOGIE ORALE**

Professeurs des Universités-PH	M. Jean-Christophe FARGES, Mme Kerstin GRITSCH, M. Arnaud LAFON
Maîtres de Conférences-PH	Mme Doriane CHACUN, M. Thomas FORTIN, Mme Kadiatou SY, M. François VIRARD

### **SOUS-SECTION 58-01 : DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE, PROTHÈSE, FONCTION-DYSFONCTION, IMAGERIE, BIOMATÉRIAUX**

Professeure Émérite des Universités-PH	Mme Dominique SEUX
Professeurs des Universités-PH	M. Maxime DUCRET, M. Pierre FARGE, Mme Brigitte GROSGOGEAT, M. Christophe JEANNIN, M. Jean-Christophe MAURIN, Mme Catherine MILLET, Mme Sarah MILLOT, M. Olivier ROBIN, M. Cyril VILLAT
Maîtres de Conférences-PH	Mme Marie-Agnès GASQUI DE SAINT-JOACHIM, Mme Marion LUCCHINI, M. Raphaël RICHERT, M. Thierry SELLI, Mme Sophie VEYRE, M. Stéphane VIENNOT
Professeur Associé	M. Hazem ABOUELLEIL-SAYED
Maîtres de Conférences Associés	Mme Marjorie FAURE, Mme Ina SALIASI, Mme Marie TOHME

### **SOUS-SECTION 87 : SCIENCES BIOLOGIQUES FONDAMENTALES ET CLINIQUES**

Professeure des Universités	Mme Florence CARROUEL
-----------------------------	-----------------------

## REMERCIEMENTS

À notre président de jury

**Monsieur le Professeur FARGES Jean-Christophe,**

Professeur des Universités à l'UFR d'Odontologie de Lyon - Praticien Hospitalier

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université Lyon I

Habilité à Diriger des Recherches

Responsable de la sous-section Sciences Biologiques

*Nous souhaitons vous remercier pour votre rôle au sein de notre parcours académique et clinique. Votre gestion exemplaire du centre de soins a permis d'instaurer un climat serein, propice à l'apprentissage et au développement de chacun. Nous vous sommes également honorés et reconnaissants de voir présider ce jury.*

À notre jury de thèse,

**Monsieur le Professeur MAURIN Jean-Christophe,**  
Professeur des Universités à l'UFR d'Odontologie de Lyon - Praticien Hospitalier  
Docteur en Chirurgie Dentaire  
Maîtrise en Sciences Biologiques et Médicales  
Diplôme d'Études Approfondies  
Docteur de l'Université Claude Bernard Lyon 1  
Habilité à Diriger des Recherches  
Doyen de l'UFR d'Odontologie de Lyon

*Nous tenons à vous exprimer toute notre gratitude pour votre bienveillance, votre patience, et votre inépuisable bonne humeur qui ont marqué notre parcours universitaire. Vos enseignements et votre disponibilité ont été une source d'inspiration constante, créant un environnement propice à notre apprentissage et à notre épanouissement. Nous vous remercions sincèrement pour votre soutien et les valeurs humaines que vous incarnez si brillamment.*

À notre jury de thèse,

**Madame le docteur CHACUN Doriane,**

Maître de conférences des Universités à l'UFR d'Odontologie de Lyon – Praticien  
Hospitalier

Ancienne Assistante Hospitalo-Universitaire

Docteur en Chirurgie Dentaire

*Nous sommes particulièrement honorés de pouvoir compter sur votre présence au sein de notre jury de soutenance. Votre enseignement au sein du service de parodontologie a été pour nous une source d'inspiration et de motivation tout au long de notre parcours. Les heures passées en vacations sous votre supervision ont marqué nos apprentissages de manière unique, alliant exigence et bienveillance dans un équilibre qui a rendu ces expériences profondément enrichissantes.*

*Votre pédagogie exceptionnelle et votre capacité à transmettre avec clarté et passion ont durablement influencé notre approche de la discipline. Nous vous exprimons toute notre gratitude pour l'impact positif que vous avez eu sur notre formation et pour l'honneur que vous nous faites en participant à cet événement si important pour nous.*

À notre directeur de thèse,

**Monsieur le Docteur JACQUES-GAGET Thibault,**

Praticien-Hospitalier

Docteur en Chirurgie Dentaire

*Nous souhaitons vous adresser tous nos remerciements pour l'investissement constant dont vous avez fait preuve dans l'encadrement de ce travail. Votre rigueur scientifique, vos conseils avisés et votre disponibilité ont été des atouts essentiels à la réalisation de cette thèse.*

*Au-delà de ce travail, les nombreuses heures passées sous votre supervision, lors des vacations de prothèse ou en vous assistant en chirurgie, ont marqué notre apprentissage de manière indélébile. Ces moments riches en enseignements, ont été l'occasion de bénéficier de votre savoir que vous avez su transmettre avec passion et pédagogie. Votre exigence toujours accompagnée de bienveillance nous a permis de progresser avec confiance et de poser les bases solides de notre future pratique professionnelle.*

## Table des matières

<b>INTRODUCTION.....</b>	<b>9</b>
<b>PÉRI-IMPLANTITES ET ALLERGIE AU TITANE.....</b>	<b>10</b>
<b>I. LES PÉRI-IMPLANTITES.....</b>	<b>10</b>
1. Santé péri-implantaire.....	10
2. Etiopathogénie des maladies péri-implantaires .....	11
3. Données épidémiologiques des péri-implantites .....	16
4. Diagnostic .....	17
<b>II. ALLERGIE AU TITANE .....</b>	<b>18</b>
1. Épidémiologie.....	19
4. Conséquences sur la péri-implantite .....	29
<b>INTÉGRATION ESTHÉTIQUE DE LA ZIRCONÉ .....</b>	<b>37</b>
<b>I. Généralités sur la zircone.....</b>	<b>37</b>
1. Constitution.....	37
2. Propriétés mécaniques : zircone vs titane .....	37
3. Propriétés physiques .....	39
4. Propriétés Biologiques .....	40
<b>II. Adhésion aux tissus péri-implantaires .....</b>	<b>42</b>
1. Rappels histologiques .....	42
2. Intégration tissulaire .....	43
<b>III. Couleur .....</b>	<b>58</b>
1. Propriétés optiques.....	58
2. Teinte des implants zircone .....	58
<b>DISCUSSION : RÉSUMÉ ET ANALYSE DES PROBLÉMATIQUES DE LA ZIRCONÉ.....</b>	<b>60</b>
<b>PROTHÈSE SUPRA-IMPLANTAIRE.....</b>	<b>64</b>
<b>FRACTURE .....</b>	<b>68</b>
<b>I. Tests de fracture.....</b>	<b>68</b>
<b>II. Causes de fractures des implants en zircone .....</b>	<b>70</b>
<b>DÉPOSE IMPLANTAIRE .....</b>	<b>81</b>
<b>CONCLUSION.....</b>	<b>82</b>
<b>RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....</b>	<b>85</b>

## INTRODUCTION

L'implantologie dentaire a connu des avancées significatives au cours des dernières décennies, évoluant vers des solutions toujours plus performantes, plus esthétiques pour le remplacement des dents manquantes. Au cœur de cette évolution réside le choix des matériaux utilisés pour les implants, avec le titane établi depuis longtemps comme la référence (gold standard) en raison de sa résistance exceptionnelle, de son excellente biocompatibilité et de sa capacité à intégrer l'os de manière fiable. Cependant, des demandes croissantes en esthétique, en biocompatibilité et la gestion d'éventuelles sensibilités ou allergies au titane, ont poussé les industriels et la communauté dentaire à chercher une alternative au titane. L'émergence de la zircone comme matériau pour les implants dentaires a permis de répondre à ces nouvelles exigences.

Cette thèse se propose d'explorer les avantages et les défis associés à l'utilisation des implants en zircone par rapport à ceux en titane, en mettant un accent particulier sur les aspects cliniques critiques tels que les péri-implantites, l'allergie au titane, l'intégration esthétique et tissulaire, ainsi que la prévention et la gestion des fractures implantaires. À travers une analyse détaillée des données épidémiologiques, des propriétés mécaniques et physiques, ainsi que des résultats cliniques, ce travail vise à fournir une évaluation exhaustive des performances et de l'applicabilité clinique des deux types d'implants.

En examinant les interactions entre les implants et les tissus péri-implantaires, ce travail se propose de souligner l'importance de l'esthétique dans le choix des matériaux, principalement en ce qui concerne la préservation des papilles et l'adhésion aux tissus mous, des critères essentiels pour le succès à long terme des restaurations implantaires.

D'autre part, face aux complications potentielles telles que le dévissage et la fracture des implants, cette thèse étudie les facteurs de risque spécifiques et les stratégies de prévention efficaces pour la zircone en comparaison au titane.

Enfin, par la synthèse des connaissances actuelles et l'analyse des problématiques ouvertes concernant la zircone, ce travail propose l'élaboration d'un arbre décisionnel clinique, aidant ainsi les praticiens dans le choix le plus adapté au patient entre les implants en zircone et ceux en titane.

# PÉRI-IMPLANTITES ET ALLERGIE AU TITANE

## I. LES PÉRI-IMPLANTITES

### 1. Santé péri-implantaire

La santé péri-implantaire est un aspect essentiel de la réussite à long terme des traitements implanto-prothétiques. Les implants dentaires ont radicalement changé la pratique de la chirurgie dentaire en offrant une solution de remplacement pour les dents manquantes.

Cependant le maintien d'une santé-péri-implantaire adéquate est cruciale pour prévenir les complications et les échecs à court, moyen et long terme.

À l'instar des tissus parodontaux, les tissus péri-implantaires sont divisés en deux compartiments : les tissus mous et les tissus durs.

Ce complexe de tissus mous est formé à l'issue du processus de cicatrisation qui suit la mise en place de pilier implantaire (1).

Le compartiment de tissus durs est en contact avec la surface implantaire et permet sa stabilité, d'abord primaire, puis secondaire après le processus d'ostéointégration.

Chacun de ces compartiments joue donc un rôle qui lui est propre de par sa structure anatomique et histologique :

- La muqueuse protège l'os sous-jacent
- L'os soutient l'implant.

La bonne santé de ces tissus péri-implantaires est donc primordiale afin de garantir la longévité et la survie du traitement implantaire, parallèlement au principe de santé parodontale qui permet la conservation de l'organe dentaire.

D'après la nouvelle classification des maladies parodontales et péri-implantaires ; Chicago 2017 : la santé péri-implantaire se caractérise par une absence de signe visuel d'inflammation ou d'infection de ces tissus, de saignement au sondage associés à la stabilité de l'os péri-implantaire.

Elle peut exister avec un support osseux normal ou réduit, suite à un remaniement osseux mal anticiper lors de la pose de l'implant (implant pas assez enfoui) ou suite à une péri-implantite traitée et stabilisée.

Le diagnostic de santé péri-implantaire repose sur une évaluation clinique approfondie et des examens complémentaires d'après la nouvelle classification des maladies parodontales et péri-implantaires – Chicago 2017

- Absence de signe clinique d'inflammation : les tissus péri-implantaires ne montrent pas de signes visibles d'inflammation, tels que le gonflement, l'érythème (rougeur) ou l'hyperplasie
- Absence de saignement au sondage
- Absence de suppuration
- Pas d'augmentation de la profondeur de sondage
- Absence de perte osseuse (l'examen radiographique rétro-alvéolaire est l'examen de référence) : aucun changement significatif dans le niveau osseux marginal autour de l'implant ne doit être observé après la période initiale de cicatrisation post-implantation. Une petite perte osseuse initiale peut se produire, mais elle doit se stabiliser par la suite.

Il est toutefois important de préciser que la profondeur de sondage et l'absence de perte osseuse ne peuvent être appréciés qu'à condition d'avoir une référence antérieure comme élément de comparaison.

## 2. Etiopathogénie des maladies péri-implantaires

Cliniquement, les maladies inflammatoires péri-implantaire sont divisées en mucosite et péri-implantites.

Définitions d'après la classification de Chicago 2017 :

- **Mucosite** : elle se caractérise par un saignement au sondage et des signes cliniques d'inflammation. La mucosite est liée à la plaque dentaire et est réversible par l'acquisition d'un bon contrôle de plaque.
- **Péri-implantite** : il s'agit d'une pathologie induite par la plaque dentaire, caractérisée par une inflammation de la muqueuse péri-implantaire et d'une perte

progressive du support osseux. Elle est favorisée par un mauvais contrôle de plaque et des antécédents de parodontite. Elle peut survenir tôt après le placement des implants, semble progresser selon un modèle non linéaire et s'aggrave en l'absence de traitement.

Les facteurs de risque favorisant la mucosite sont :

- La plaque dentaire
- Tabac
- Diabète non équilibré
- Radiothérapie
- Iatrogène : prothèse débordante, présence de ciment sous-muqueux, impossibilité d'assurer le contrôle de plaque
- La non-participation à un programme de suivi
- Absence de bandeau de tissu kératinisé (hauteur, épaisseur, stabilité) – mais les études divergent sur son efficacité à prévenir la mucosite

La persistance et l'accumulation de biofilm ainsi que la dysbiose environnante sont propices à l'évolution de l'infiltrat inflammatoire apicalement et parallèlement à la barrière épithéliale. Ce phénomène peut s'accompagner d'une perte osseuse et, ainsi, passer du stade de mucosite à celui de péri-implantite.

Différents facteurs contribuent au développement de la péri-implantite :

- **Facteurs liés au patient** :
  - **Antécédents de parodontite** : les patients ayant un antécédent de parodontite sont plus susceptibles de développer une péri-implantite. Cela a été soutenu par plusieurs études avec un odds ratio (OR) de 3,1 pour le développement de péri-implantite chez ces patients. (2)
  - **Hygiène bucco-dentaire insuffisante** : un entretien bucco-dentaire inadéquat favorise l'accumulation de plaque autour des implants, augmentant le risque d'inflammation
  - **Tabagisme** : le tabac est associé à une augmentation du risque de péri-implantite, avec un OR de 1,7. Le tabagisme compromet la cicatrisation et la réponse immunitaire. (2)

- **Diabète non contrôlé** : le diabète, en particulier s'il n'est pas bien contrôlé, augmente le risque de péri-implantite car il affecte la capacité de l'organisme à combattre les infections, avec un OR de 2,5. (2)
- **Facteurs locaux** :
  - **Design de l'implant et surface rugueuse** : les implants avec une surface rugueuse ont un risque accru de rétention de plaque et donc de développement de péri-implantite.
  - **Positionnement inapproprié de l'implant** : un mauvais positionnement de l'implant peut entraîner des charges mécaniques excessives sur les tissus péri-implantaires, ce qui peut favoriser l'inflammation et la dégradation osseuse péri-implantaire.
  - **Implants placés dans un os reconstruit** : les implants placés dans un os régénéré sont plus sujets à des complications péri-implantaires, surtout si la stabilité osseuse est insuffisante.
  - **Surcharge occlusale** : Une mauvaise conception de la prothèse peut entraîner une surcharge occlusale sur l'implant, ce qui peut endommager les tissus péri-implantaires et provoquer des inflammations chroniques.
  - **Mauvaise adaptation prothétique** : Des ajustements incorrects entre la prothèse et l'implant créent des espaces où les bactéries peuvent s'accumuler, augmentant ainsi le risque de péri-implantite.
  - **Excès de ciment de scellement prothétique** : L'accumulation de ciment autour des implants prothétiques peut favoriser la rétention de plaque, conduisant à une inflammation des tissus péri-implantaires.
- **Facteurs environnementaux**
  - **Absence de tissu kératinisé** : Une quantité insuffisante de muqueuse kératinisée autour de l'implant peut rendre les tissus plus vulnérables à l'inflammation et à la rétention de plaque.
  - **Facteurs systémiques (ostéoporose, maladies immunitaires etc)** : Des conditions systémiques telles que l'ostéoporose ou des maladies immunitaires affectent la capacité du corps à maintenir une bonne santé péri-implantaire.

En 2020, Heitz-Mayfield et al. (3) ont proposé un diagramme ainsi qu'une grille d'évaluation du risque de développer une pathologie péri-implantaire (IDRA – Implant Disease Risk Assessment).

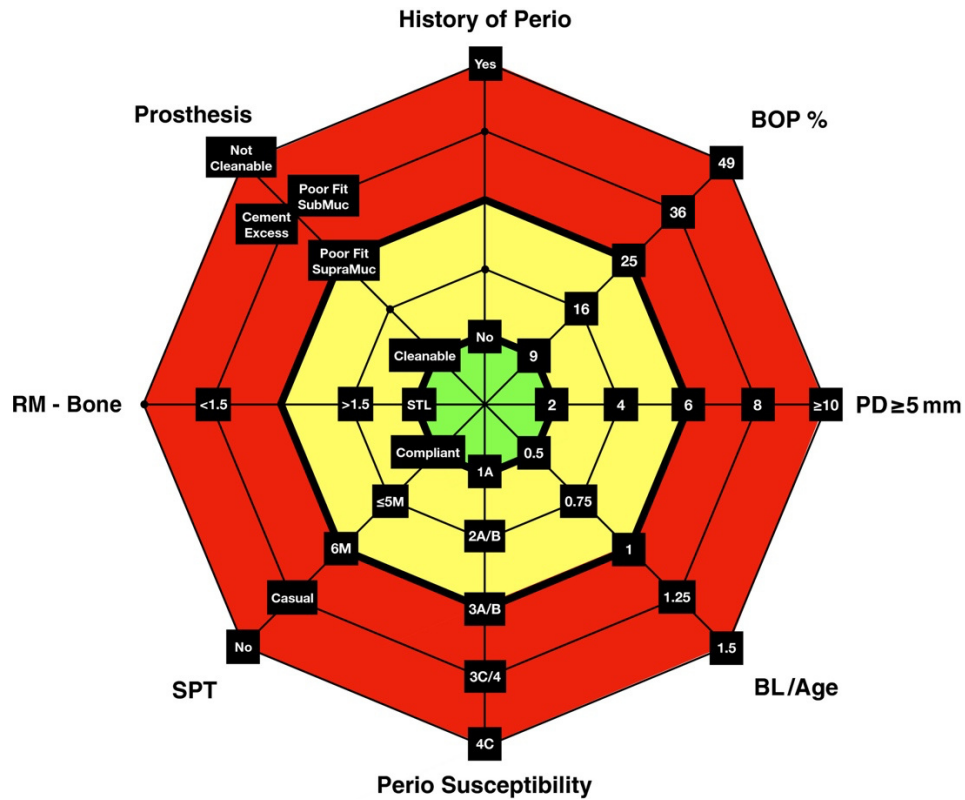


Figure 1 - Lisa J. A. Heitz-Mayfield, Fritz Heitz, Niklaus P. Lang. Implant Disease Risk Assessment (IDRA) functional diagram.

Tableau – Évaluation du risque de maladie péri-implantaire

Risque Paramètre	Faible	Modéré		Élevé	
Antécédent de parodontite	Non	Oui		Oui	
% de sites implantaires saignant au sondage	9 %	16 %	25 %	36 %	49 %
Nombre de dents et de sites implantaires avec sondage $\geq 5$ mm	2	4	6	8	$\geq 10$
% perte osseuse maximale/âge	0,5	0,75	1	1,25	1,5
Susceptibilité à la parodontite (stade et grade)	1	2 A/B	3 A/B	3 C/4	4 C
Thérapeutique parodontale de soutien	Observance régulière	$\leq 5$ mois	6 mois	Occasionnelle	Aucune
Distance limite de la restauration/niveau osseux	Niveau muqueux	$> 1,5$ mm		$< 1,5$ mm	
Design prothétique	Hygiène possible	Faible ajustage Limite supra-muqueuse		Faible ajustage Limite sous-muqueuse Excès de ciment	Hygiène impossible

### 3. Données épidémiologiques des péri-implantites

Plusieurs études ont cherché à évoluer leur prévalence, reflétant une variété notable dans leurs résultats. Cela souligne de réexaminer périodiquement les données épidémiologiques pour affiner nos stratégies préventives et thérapeutiques.

En 2008 (4) Zitzmann et Berglundh ont analysé la littérature existante sur la fréquence des péri-implantites, révélant que 28 à 56 % des patients développaient cette condition après 10 ans, affectant 12 à 43 % des sites implantaire.

Ils ont également observé que les mucosites touchaient entre 79 % et 90 % des individus et concernant la moitié des implants.

Plus récemment, en 2017, une méta-analyse a été publiée sur le sujet (5). Les auteurs ont examiné la prévalence des maladies péri-implantaires en analysant les résultats de 47 études. Ils ont observé une prévalence moyenne pondérée de la péri-implantite de 9,25 % par implant et de 19,83 % par sujet, tandis que la mucosite péri-implantaire présentait une prévalence de 29,48 % par implant et de 46,83 % par sujet.

Ces chiffres montrent que les maladies péri-implantaires sont courantes, et il a été particulièrement noté que la prévalence de la péri-implantite tend à augmenter avec le temps passé depuis la pose.

L'étude a également révélé que la prévalence de la péri-implantite au niveau des sujets est influencée par la durée de fonctionnement de l'implant et le ratio implant/sujet, mais que ces facteurs n'affectent pas significativement la mucosite péri-implantaire.

Les conclusions de cette étude indiquent une distinction claire entre les facteurs influençant la péri-implantite et la mucosite péri-implantaire, suggérant que ces deux conditions, bien qu'elles soient toutes deux des maladies péri-implantaires, peuvent être régies par des mécanismes sous-jacents différents. Cependant, les auteurs soulignent que ces résultats doivent être interprétés avec prudence en raison de l'hétérogénéité des données recueillies, ce qui constitue une limite importante de l'étude. L'hétérogénéité élevée des résultats a nécessité l'utilisation d'un modèle à effets aléatoires pour estimer les prévalences, mais cette variabilité des données peut réduire la fiabilité des conclusions.

#### 4. Diagnostic

Dans un contexte clinique, l'inflammation des tissus mous est indiquée par le saignement au sondage, tandis que la perte osseuse est diagnostiquée par radiographie.

L'examen clinique vise à observer l'œdème ou la récession des tissus péri-implantaires, ainsi qu'à vérifier la présence de suintement, suppuration, ou sensibilité à la palpation. Le sondage péri-implantaire complète cet examen en évaluant le saignement, la suppuration, et la profondeur de poche.

L'observation clinique a pour objectif de détecter l'œdème ou la récession des tissus péri-implantaires.

De plus, la présence de suintement, de suppuration et de sensibilité à la palpation sera également examinée dans la zone péri-implantaire.

Deux facteurs compliquent l'interprétation : la fragilité de l'attache conjonctive autour de l'implant, nécessitant une faible pression de sondage (0,25 N), et la forme des prothèses qui rend parfois difficile l'accès au sulcus. Le sondage doit se faire avec une sonde en titane ou plastique pour préserver la surface implantaire, et la profondeur de sondage est généralement 1,5 mm plus élevée que celle des dents naturelles.

Aucune corrélation n'a été démontrée entre la profondeur de sondage et la perte osseuse marginale, mais une augmentation de la profondeur de sondage au fil du temps est un signe de perte osseuse.

## Diagnostic selon la classification de Chicago 2017

Mucosite	Péri-implantite
<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Présence d'un saignement et/ou suppuration</b> au sondage doux avec ou sans augmentation de la profondeur de sondage en comparaison des examens précédents</li> <li>• <b>Absence de perte osseuse</b> indépendamment du remodelage osseux initial</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Présence d'un saignement et/ou suppuration</b> au sondage doux</li> <li>• <b>Augmentation de la profondeur de sondage</b> en comparaison des examens précédents <u>ou</u> profondeur de <b>sondage</b> <math>\geq</math> <b>6 mm</b></li> <li>• Perte osseuse indépendante du remodelage osseux initial ou, en l'absence de données antérieures, niveau osseux localisé plus de 3 mm apicalement à la portion la plus coronaire de la partie infra-osseuse de l'implant.</li> </ul>

## II. ALLERGIE AU TITANE

En plus des pathologies liées au biofilm dentaire, les réactions allergiques au titane constituent un autre enjeu biologique, affectant principalement les tissus mous entourant l'implant, qu'ils soient kératinisés ou non.

Les cas de sensibilité accrue au dioxyde de titane sont rares, avec quelques incidents de rejet d'implant dus à cette allergie rapportée dans les études.

Cette sensibilité aux composants métalliques est également observée dans d'autres applications médicales, incluant les prothèses, les endoprothèses, les stents et même les dispositifs de stimulation cardiaque, soulignant l'importance de vigilance face aux potentielles réactions d'hypersensibilité.

## 1. Épidémiologie

Une des études qui fait référence sur ce sujet est celle réalisée par Sicilia en 2008 (6). L'objectif de l'étude était de déterminer la présence d'une allergie au titane chez des patients ayant reçu des implants en titane.

Elle a été réalisée sur un échantillon de 35 patients sélectionnés parmi les 1500 patients de l'étude. Ces 35 patients ont été répartis en deux groupes : le premier groupe, appelé « groupe de réponse compatible avec une allergie » (ACRG), comprenait 16 patients qui avaient présenté des symptômes allergiques après la pose d'implants ou avaient connu des échecs implantaires inexpliqués. Le second groupe, désigné groupe de facteurs prédisposants (PFG), rassemblait 19 patients ayant un historique d'allergies diverses ou une exposition importante au titane. Un groupe contrôle de 35 personnes a été constitué de manière aléatoire parmi les patients ne répondant pas aux critères d'inclusion.

Les résultats ont montré que sur 1500 patients étudiés, 9 ont présenté une réaction aux tests d'allergie au titane, soit prévalence de 0,6%. Parmi ceux-ci, 8 appartenaient au groupe ACRG (50 % des patients de ce groupe) et un seul au groupe PFG (5,3 % de ce groupe), tandis qu'aucun patient du groupe contrôle n'a montré de réaction positive.

Les conclusions de l'étude suggèrent que bien que la prévalence de l'allergie au titane soit relativement faible (0,6 %), il existe un risque significativement plus élevé de réaction allergique chez les patients ayant manifesté des symptômes compatibles avec une allergie en post-opératoire.

Ainsi, pour ces patients, il pourrait être pertinent de recommander la réalisation de tests allergologiques.

Toutefois, l'absence de standardisation dans le diagnostic et de sensibilisation des professionnels de santé concernant ces allergies et leurs répercussions sur les complications et échecs implantaires suggèrent que la prévalence réelle est probablement sous-estimée.

## 2. Hypersensibilité ou allergie réelle ?

L'allergie est l'ensemble des symptômes qui surviennent lors de l'exposition à un allergène auquel le sujet est sensibilisé.

Elle se manifeste par des réactions symptomatiques suite à l'exposition à un allergène spécifique, contre lequel le système immunitaire de l'individu a développé une hypersensibilité.

Ce déséquilibre immunitaire conduit à une intolérance envers des substances normalement inoffensives, rencontrées dans l'environnement quotidien.

Le processus allergique comprend initialement une phase de sensibilisation sans symptômes visibles, suivie d'une phase de réaction lors de contacts ultérieurs avec l'allergène, entraînant l'apparition de symptômes caractéristiques à chaque exposition.

La classification de Gell et Coombs catégorise les réactions d'hypersensibilité en quatre types principaux selon le mécanisme immunitaire impliqué.

Le type I concerne les réactions immédiates médiées par les IgE, comme les allergies alimentaires.

Le type II implique des anticorps dirigés contre des antigènes spécifiques de surface cellulaire, menant à des maladies telles que l'anémie hémolytique.

Le type III est associé aux complexes immuns, provoquant des maladies comme le lupus érythémateux systémique.

Le type IV fait référence aux réactions à médiation cellulaire, telles que la dermatite de contact.

Il est important de souligner que les réactions d'hypersensibilité impliquent souvent plusieurs mécanismes.

Type	Nom	Temps	Mécanismes	Clinique
Type I	Hypersensibilité immédiate médiée par les IgE	2 – 30 minutes	Pontage des IgE par les allergènes : activation des mastocytes	Anaphylaxie systémique ou réaction locale
Type II	Hypersensibilité intermédiaire médiée par les IgG	5 – 8 heures	Anticorps cytotoxiques, ou anti-récepteurs cellulaires	Réactions transfusionnelles, anémies hémolytiques auto-immunes
Type III	Hypersensibilité intermédiaire médiée par les IgG	2 – 8 heures	Dépôt d'immuns complexes : réaction inflammatoire	Réaction d'Arthus, maladie sérique etc
Type IV	Hypersensibilité retardée	24 – 72 heures	LTh1, LTh2 (cytokines) LTCD8 (cytolysse)	Dermatite de contact, rejet de greffe, tuberculose

▪ **Hypersensibilité de type 1**

Il s'agit d'une réaction médiée par des anticorps, principalement les immunoglobulines E (IgE), et relève d'une réponse humorale.

Elle se manifeste dans les réactions allergiques aux pneumo-allergènes comme les pollens et les acariens, influençant des conditions comme l'asthme, le rhume des foins et certains types d'eczéma.

Elle intervient également en réponse à certains venins d'insectes, protéines végétales comme le latex et certains médicaments tels que les pénicillines.

Les mécanismes immunitaires de cette hypersensibilité se déroulent en deux phases distinctes :

- La première phase, appelée sensibilisation, se produit lors du premier contact avec l'allergène. Cette phase aboutit à la production d'IgE qui se fixent sur les récepteurs des membranes des cellules effectrices, à savoir les mastocytes et les polynucléaires basophiles.
- Lors des expositions ultérieures, correspondant à la deuxième phase, l'allergène se lie aux IgE fixées, activant ainsi les cellules effectrices. Cette activation entraîne la libération de granules intracellulaires et la sécrétion de médiateurs pro-inflammatoires.

### Manifestations cliniques

La phase d'expression est à l'origine des symptômes de la réaction allergique. Ces symptômes se développent en deux phases distinctes :

- Phase précoce : elle se manifeste rapidement, quelques minutes seulement après l'exposition à l'allergène. Elle se caractérise par des phénomènes vasculaires tels que l'érythème, l'exsudation et l'œdème, ainsi qu'une contraction des fibres musculaires lisses.
- Phase tardive : survenant plusieurs heures après l'exposition, cette phase est marquée par une réaction inflammatoire tissulaire lente et progressive.

L'anaphylaxie constitue la manifestation la plus grave de l'hypersensibilité de type I. Elle apparaît peu de temps après l'introduction de l'allergène chez un individu déjà sensibilisé. La dilatation des artérioles provoque une chute de la pression artérielle, associée à une augmentation de la perméabilité capillaire, ce qui entraîne des difficultés respiratoires et une accélération du pouls.

En l'absence d'une intervention rapide, cette situation peut rapidement évoluer vers une asphyxie et un choc circulatoire potentiellement mortels.

Au niveau oro-facial, des symptômes comme l'urticaire et l'angioœdème peuvent se manifester. Ces réactions apparaissent généralement de manière passive, persistent 1 à 3 jours, puis disparaissent spontanément.

Bien qu'elles soient indolores, elles peuvent néanmoins provoquer des démangeaisons et des sensations de brûlure.

#### ▪ **Hypersensibilité de type 4**

L'hypersensibilité de type 4 cible des antigènes qui ne circulent pas dans le sang, mais qui sont exposés à la surface des cellules.

Cette réaction est dite à médiation cellulaire, car elle dépend des cellules T qui ont été sensibilisées par l'antigène.

Ce type d'hypersensibilité est dite retardé car il se manifeste plus de 24 heures après le contact initial avec l'antigène.

Les principales affections allergologiques associées à une hypersensibilité retardée incluent les dermatites de contact, telles que les eczémas de contact où ceux par ingestion.

D'autres affections, comme les urticaires chroniques et certaines allergies microbienne, peuvent également être attribuées à cette hypersensibilité.

Cette forme d'hypersensibilité peut également jouer un rôle clé dans certaines maladies auto-immunes, dans les mécanismes de défense contre des infections dues à des pathogènes persistants, ainsi que dans les processus de défense antitumorale.

Il existe au moins 3 types de réactions d'hypersensibilité retardée, qui peuvent se produire simultanément ou successivement en réponse à un antigène.

Par exemple, si un stimulus antigénique existe, une réaction de contact peut évoluer en une réaction granulomateuse.

Dans ce contexte, nous nous focaliserons sur l'hypersensibilité de contact, qui se manifeste en réponse à un sensibilisant exogène.

#### **Manifestations cliniques**

La phase de révélation est à l'origine des symptômes observés lors d'une réaction allergique.

Le recrutement des cellules mononucléées inflammatoires conduit à l'apparition des signes cliniques et histologiques caractéristiques de l'eczéma, tels que la spongiose et l'exocytose épidermique.

L'analyse immuno-histologique des lésions met en évidence une accumulation de monocytes et de lymphocytes T.

Cliniquement, la réaction débute par une inflammation, évoluant vers une atteinte locale marquée par une destruction partielle de l'épiderme, accompagnée de l'apparition d'un érythème, d'un œdème et de prurit.

La réaction cutanée atteint son intensité maximale environ 48 heures après le contact avec l'allergène.

### 3. Diagnostic des hypersensibilités au titane

#### a. Examen initial

##### i. Anamnèse

L'atopie se caractérise par une prédisposition personnelle ou familiale à produire des IgE en réponse à de faibles doses d'allergènes, généralement des protéines, ce qui peut entraîner des symptômes tels que l'asthme, la rhino-conjonctivite, ou encore l'eczéma ou la dermatite.

Il est essentiel de déterminer si le patient présente des antécédents personnels ou familiaux d'allergies ou d'intolérances.

Les situations d'exposition à un ou plusieurs allergènes, que ce soit dans un cadre privé ou professionnel, jouent également un rôle important, notamment en ce qui concerne une éventuelle sensibilisation à ces allergènes, comme par exemple lors de contacts, d'utilisation de matériel médical ou d'objets contenant du titane.

Enfin, il est crucial de prendre en compte le contexte dans lequel les symptômes apparaissent ainsi que leur description précise.

##### ii. Examen clinique

Les signes généraux qui peuvent accompagner les manifestations locales ne sont pas toujours présents, mais il est important de les rechercher avant de procéder à un examen cutanéomuqueux de la région oro-faciale.

Cet examen doit être attentif aux signes d'allergie, en particulier au niveau des bras, des mains et de la région cervicale.

## b. Examens complémentaires

### ▪ **Test épicutané – Patch-test**

#### Principe

Les tests épicutanés, principalement utilisés pour identifier les allergènes responsables de l'eczéma de contact, impliquent la ré-application sur la peau de substances exogènes suspectées d'être allergènes.

Cette technique consiste à exposer l'épiderme à un allergène potentiel, confiné sous une chambre occlusive pour favoriser son absorption, pendant 48 heures.

Les cellules immunitaires de la peau, notamment les cellules de Langerhans, jouent un rôle clé dans la présentation de l'allergène aux cellules T, initiant une réponse immunitaire spécifique. Pour garantir une évaluation précise, les tests sont appliqués sur une zone cutanée saine et évalués à plusieurs intervalles après l'application, généralement 48 heures et 96 heures, avec une inspection initiale 30 minutes suivant le retrait du dispositif.

Cette méthode rigoureuse permet une détection fiable des sensibilités allergiques spécifiques.

#### Interprétation des résultats

La lecture de ces tests se fait sur l'observation réactions cutanées. Les résultats sont classifiés selon un score ICDRG (International Dermatitis Research Group).

### Score International Contact Dermatitis Research Group

Score	Interprétation	Lésion élémentaire
NT	Non testé	Sert à coter un allergène manquant dans une série
-	Négatif	Absence de réaction
+ ?	Douteux	Érythème simple
+	Réaction positive faible	Érythème et œdème
++	Réaction fortement positive	Érythème, œdème et vésicules bien visibles
+++	Réaction violemment positive	Érythème, œdème et vésicules coalescentes ou bulles
IR	Réaction d'irritation	Œdème absent, aspect fripé, papules, pustules, hypopion, vésicules, pétéchies, nécrose

#### Limites du patch-test dans le cas d'hypersensibilités aux métaux

L'efficacité des patch-tests dans le diagnostic des allergies aux métaux est limitée en raison de plusieurs facteurs.

La nature de la peau comme barrière rend difficile la transposition des résultats aux tissus péri-implantaires.

Le risque de résultats erronés, soit par des faux-négatifs soit par des faux-positifs dû à l'irritation, ainsi que le manque de standardisation et la courte durée de ces tests, réduisent leur fiabilité (7).

De plus, ces tests pourraient initier des sensibilisations ou des réactions allergiques chez les individus déjà allergiques.

Malgré une sensibilité de 75 % pour les allergies de type IV, la corrélation entre la réaction des patchs et les niveaux d'ions métalliques reste non concluante (8), rendant complexe l'identification des allergies métalliques uniquement *via* ces tests cutanés.

#### ▪ **Test cellulaire – Test de transformation lymphocytaire (TTL)**

##### Principe

Ce test repose sur l'idée que les lymphocytes T précédemment sensibilisés par un antigène deviennent des lymphoblastes et se multiplient en cas de nouvelle exposition à cet antigène.

La méthode TTL évalue la duplication de l'ADN stimulé par l'allergène, grâce à l'utilisation de de thymidine tritiée, un marqueur radioactif.

Les résultats sont analysés en observant la croissance des lymphocytes et l'activité de la thymidine tritiée, notamment pour détecter les sensibilités aux métaux tels que le nickel et le titane.

Une version améliorée de ce test utilise la méthodologie MELISA (Memory Lymphocyte Immuno-Stimulation Assay).

### Interprétation des résultats

L'évaluation se fait *via* un indice de stimulation (SI), qui compare la quantité de récepteurs réagissant au métal examiné chez le sujet.

Un indice élevé indique une réactivité importante au métal concerné.

Indice de stimulation	Interprétation
SI < 2	Négatif
2 < SI < 3	Faible degré d'allergie
SI > 3	Positif
SI > 10	Fortement positif

### Utilisation du TTL dans le cas d'hypersensibilité aux métaux

Dans la recherche scientifique, il est établi que le test de transformation lymphocytaire (TTL) révèle un nombre supérieur d'allergies aux métaux par rapport au patch-test.

Spécifiquement, le MELISA, reconnu pour sa précision dans la détection des hypersensibilités de type IV, est capable d'analyser à la fois les réactions locales et systémiques.

Une étude prospective (9) a relié l'eczéma post-opératoire dû à une allergie aux chrome, identifiée pré-opératoirement au TTL, à des symptômes cutanés post-opératoires qui se sont atténués jusqu'à disparaître suite au remplacement des implants.

Dans une autre enquête (8) portant sur l'hypersensibilité au titane chez des patients exposés chroniquement *via* des implants, l'utilisation du MELISA pour le titane et d'autres métaux a démontré une réactivité notable, contrastant avec les résultats négatifs des patch-tests.

La suppression des implants a mené à une amélioration clinique, confirmant l'efficacité du MELISA pour identifier les réactions allergiques aux métaux, illustrée par une normalisation de la réactivité au titane lors des tests subséquents.

### Limites du TTL

Les complications liées aux TTL peuvent découler de réactions lymphocytaires non spécifiques.

Larsen et al. (10) ont découvert une expression accrue des cellules Th-17 et de l'IL-17 dans les biopsies issues des patch-tests positifs indépendamment de l'antigène étudié. L'IL-17 et l'IL-22, sécrétées par les Th-17, jouent un rôle dans plusieurs maladies inflammatoires.

Par ailleurs, l'implémentation du test MELISA est complexe, en partie à cause des contraintes logistiques et du coût non couvert par les assurances, s'élevant à environ 90 € par métal testé.

À ce jour, il n'existe pas de protocole standardisé pour évaluer l'allergie au titane. Cependant, les experts suggèrent que les tests allergologiques ne sont pas nécessaires pour tous les patients, mais pourraient être justifiés pour ceux présentant un risque accru.

Une identification des patients potentiellement allergiques peut être réalisée pendant la phase préopératoire en examinant attentivement leur dossier médical, en cherchant des antécédents d'allergies aux métaux ou à la présence d'endoprothèses.

En post-opératoire, il est essentiel de surveiller l'apparition des signes et symptômes d'allergie, tels que des lésions érythémateuses, prurigineuses ou eczémateuses au niveau de la sphère oro-faciale, des lésions hyperplasiques péri-implantaires, ainsi qu'une exfoliation rapide de l'implant ou des échecs implantaires inexplicables.

Ces observations devraient encourager une exploration complémentaire notamment par la réalisation de tests allergologiques spécifiques au titane.

De plus, d'après la dernière méta-analyse en date sur le sujet, réalisée par Müller-Heupt en 2022 (11), ces tests ne sont pas fiables pour diagnostiquer les allergies au titane dans le contexte de l'implantologie orale.

Cette conclusion repose sur trois points clés. Tout d'abord, le titane, en raison de sa grande capacité à s'oxyder rapidement, ne peut plus agir comme un haptène après oxydation. En

conséquence, il ne peut pas déclencher de réaction allergique de type IV, ce qui rend ces tests inefficaces pour détecter une telle hypersensibilité.

De plus, la complexité de l'allergie au titane est accentuée par le fait que les implants en titane sont généralement composés d'un alliage avec d'autres métaux tels que l'aluminium et le vanadium et peuvent même être contaminés par du nickel, tous ces éléments ayant le potentiel d'agir comme des haptènes.

Par ailleurs, les structures superposées aux implants peuvent contenir divers métaux supplémentaires, compliquant davantage le diagnostic d'une hypersensibilité spécifique au titane.

Cette méta-analyse met également en lumière la difficulté de distinguer cliniquement une hypersensibilité au titane d'une péri-implantite associée au biofilm, en raison du chevauchement potentiel des voies immunologiques impliquées dans ces deux conditions. Cette complexité rend les diagnostics cliniques de l'hypersensibilité au titane particulièrement difficiles.

Les auteurs concluent en recommandant de privilégier d'abord des approches thérapeutiques conservatrices, telles que le traitement péri-implantaire et l'élimination des suprastructures potentiellement allergéniques, avant d'envisager le retrait des implants dentaires.

Il est également souligné que davantage de recherches scientifiques sont nécessaires pour mieux comprendre les mécanismes physiopathologiques de l'hypersensibilité au titane et pour développer des tests plus fiables et validés.

Actuellement, la compréhension de cette condition semble indiquer une hyper-réactivité des macrophages aux nanoparticules et microparticules de titane, et bien que de nouveaux tests immunologiques fonctionnels aient été introduits sur le marché, leur validité doit encore être confirmée par des essais cliniques supplémentaires.

#### 4. Conséquences sur la péri-implantite

Au cours d'une étude rétrospective s'intéressant à des archives de biopsies humaines il a été constaté que des particules de titanes étaient, dans certains cas (7 biopsies sur 36), retrouvées au sein de sites atteints de péri-implantite (12).

De manière similaire, Fretwurst et al. (13) ont découvert des particules métalliques, notamment de titane et de fer, dans 9 des 12 biopsies provenant de tissus durs et mous autour de sites de péri-implantites.

Néanmoins, ces études n'ont pas inclus de biopsies de sites comportant des implants ne présentant pas de pathologie péri-implantaire (par exemple obtenus lors de la dépose d'implants pour cause de fracture).

Olmedo et al. ont réalisé des analyses cytologiques de prélèvements de cellules péri-implantaires de 30 patients. Ils ont pu mettre en évidence la présence de particules de titane dans les zones avec implants sains et atteints de péri-implantite, bien que les niveaux de titane soient apparemment plus élevés chez les patients atteints de péri-implantite (14).

Suite à l'analyse des études menées à ce sujet, le World Workshop de 2017 sur les maladies et conditions parodontales et péri-implantaires conclue que les données actuelles ne sont pas suffisantes pour déterminer l'impact des particules de titane ou d'autres métaux dans le développement des pathologies péri-implantaires.

D'autres facteurs tels que la nécrose osseuse par compression (15), la surchauffe (16), les micromouvements (17), et la bio-corrosion (18) ont été associés à la péri-implantite.

Il conclue également que leur influence mérite d'être approfondie dans les études futures.

Depuis de nombreuses années, le titane a dominé le domaine de l'implantologie grâce à ses propriétés mécaniques et biologiques exceptionnelles. Sa longévité et sa résistance à la corrosion, ainsi que son risque allergique faible, ont rarement été remis en question.

Pourtant, il est maintenant admis que certaines conditions peuvent conduire à une dégradation des implants en titane et un relargage de particules dans les tissus péri-implantaires.

Il existe tout d'abord un phénomène d'usure mécanique de la surface implantaire. Ce phénomène peut survenir à différents moments :

- Lors de la pose de l'implant (19)
- Lors des poses / déposes de la structure prothétique
- Lors de la mastication pendant laquelle on peut observer des micromouvements (20)
- Lors du débridement mécanique des implants (notamment dans le cadre du traitement des maladies péri-implantaires) (21).

Ainsi, l'implant dentaire interagit avec d'autres éléments tels que les piliers et les couronnes, créant une zone de friction au niveau des interfaces entre ces différents éléments (22).

Cette friction et l'usure résultante entre les composants de l'implant sont exacerbés par les conditions biochimiques et électrochimiques du milieu buccal, conduisant au phénomène de tribocorrosion.

La corrosion implique la décomposition du matériau suite à une réaction chimique avec un agent oxydant, tel que l'oxygène ou d'autres ions.

Le titane et ses alliages se distinguent par leur haute résistance à ce phénomène grâce à la formation rapide d'une couche protectrice d'oxyde de titane lorsqu'il est exposé à l'air ou à l'eau : c'est la couche passive d'oxydation.

Cette couche assure une protection efficace contre la corrosion en empêchant les échanges d'électrons.

Les implants dentaires sont particulièrement exposés aux différents types de corrosion, tels que la corrosion par piqûre et la corrosion par crevasse.

Par exemple, une corrosion par piqûre peut endommager la couche passive d'oxydation, créant une vulnérabilité qui favorise une corrosion due à des contraintes mécaniques ou intergranulaires.

Certains agents chimiques sont capables de détériorer la couche passive d'oxydation et donc de favoriser ces phénomènes de corrosion (24) :

- Acide acétique 35 %
- Peroxyde d'hydrogène 15 %
- Chlorhexidine à 0,12 % ou 1 %
- Tétracycline 50 %
- Doxycycline 50 %

Le biofilm bactérien influence les conditions locales autour des implants en abaissant le pH et en réduisant la teneur en oxygène, créant ainsi un environnement favorable aux bactéries responsables de l'inflammation péri-implantaire.

Des études ont montré que ce biofilm contribue au processus de corrosion des implants. Par exemple, des implants en titane exposés à une solution contenant des bactéries (*streptococcus mutans*) pendant 22 jours ont montré des signes de dégradation, comme un changement de l'état de surface, devenu plus granuleux, des colorations et un dépôt de rouille (25).

La tribologie examine la façon dont les facteurs mécaniques, biochimiques et électrochimiques interagissent avec les matériaux et les fragilisent.

Cette science prend en compte divers éléments tels que :

- Les contraintes mécaniques
- La composition chimique et les propriétés de surface des implants
- Les variations de pH de la salive
- La fluctuation de la température intrabuccale
- La présence de composés spécifiques dans le fluide gingival.

Bien que deux implants identiques puissent se comporter de manière similaire *in vitro*, leurs réactions *in vivo* peuvent varier significativement d'un patient à l'autre en raison de ces facteurs, distinguant ainsi la corrosion de la tribocorrosion.

Les particules de titane libérées dans l'organisme peuvent interagir avec les tissus osseux et conjonctifs de manière générale. Dans le domaine de l'orthopédie, l'une des complications les plus fréquentes est le descellement aseptique, qui est provoqué par la présence de débris d'usure de la prothèse responsables d'une ostéolyse localisée au niveau de l'interface prothèse-os.

Ainsi, les particules de titane peuvent perturber l'équilibre entre la formation et la résorption osseuse.

Cela peut se produire directement, par l'activation sélective des ostéoclastes et ostéoblastes (26), ou indirectement, en favorisant la libération de cytokines inflammatoires par des cellules immunitaires (27,28).

#### ▪ **Activation des cellules immunitaires :**

Les particules de titane, lorsqu'elles se trouvent dans les tissus péri-implantaires, déclenchent une cascade de réactions inflammatoires complexes qui peuvent gravement affecter lesdits tissus.

Ces particules, libérées par la tribocorrosion des implants en titane, ont été détectées dans les tissus environnants à des concentrations variant de 100 à 300 ppm (29). Une fois présentes, elles sont phagocytées par les macrophages, des cellules clés du système immunitaire, qui sont responsables de l'élimination des débris et des agents pathogènes.

Lorsque les macrophages phagocytent des particules de dioxyde de titane, en particulier celles mesurant moins de 10  $\mu\text{m}$ , ils sont activés et commencent à produire des cytokines pro-inflammatoires (30,31).

Ces cytokines jouent un rôle central dans l'initiation et le maintien de la réponse inflammatoire, laquelle peut perturber l'équilibre immunitaire autour de l'implant. Les recherches ont montré que la charge particulaire déclenche une réaction pro-inflammatoire dans les tissus mous et durs péri-implantaires (32,33).

En réponse à cette inflammation, les macrophages peuvent fusionner entre eux pour former des cellules géantes polynucléées, également appelées cellules géantes à corps étranger, qui sont impliquées dans la résorption osseuse (34), menaçant ainsi la stabilité de l'implant.

Les lymphocytes, un autre type de cellules immunitaires, jouent également un rôle crucial dans ce processus.

Ils semblent renforcer l'adhésion et la fusion des macrophages aux surfaces des corps étrangers (35), ce qui renforce cette réponse inflammatoire. Cette interaction entre macrophages et lymphocytes peut entraîner l'activation des ostéoclastes, les cellules responsables de la résorption osseuse.

En conséquence, la cascade inflammatoire initiée par les particules de titane peut conduire à la dissolution des fractions minérales de l'os, compromettant davantage l'intégrité des tissus de soutien péri-implantaires.

#### ▪ **Activation des fibroblastes**

Le contact avec le titane peut perturber les fonctions cellulaires des fibroblastes, provoquant par exemple une augmentation de la prolifération cellulaire et une réduction de leur activité collagénolytique et protéolytique.

En outre, les produits métaboliques bactériens créent souvent un milieu acide qui accentue encore ce phénomène en augmentant la libération de particules de corrosion à partir de la surface de l'implant (32,33).

Par ailleurs, une étude a révélé que qu'à une certaine concentration (9 ppm), les ions titane peuvent interagir avec les lipopolysaccharides bactériens, en augmentant certains récepteurs membranaires et ainsi modifier la réponse des cellules épithéliales gingivales aux bactéries présentes dans la cavité buccale (28).

Et à partir de 13 ppm, les ions titane peuvent réduire la viabilité des cellules gingivales et entraîner leur mort (36).

Cette interaction entre la réponse inflammatoire et la colonisation bactérienne peut conduire à une rupture de l'équilibre immunologique autour de l'implant, facilitant l'invasion bactérienne secondaire et compliquant ainsi le tableau clinique.

Le mécanisme pathologique d'activation de l'inflammasome dans les macrophages par les lipoprotéines des pathogènes parodontaux, ainsi que par les particules de titane, a été décrit (37), mais il n'existe aucune preuve de l'implication de lymphocytes spécifiques (38,39).

Ainsi, des particules de titane ont pu être observées au sein des différents tissus péri-implantaires mais également à distance de la sphère buccale. Mais l'origine de ces particules fait l'objet de nombreux débats.

Il a été proposé que les implants dentaires pourraient être à l'origine de ces dépôts chez certains patients, à cause du phénomène de tribocorrosion mentionné précédemment.

Cependant, une source non liée aux implants dentaires pourrait également expliquer la présence de titane dans les tissus buccaux. Une étude de 2015 (40) menée in vivo sur des animaux a démontré la possibilité de dispersion systémique de titane non dentaire par voie sanguine, conduisant à son accumulation dans les tissus parodontaux et péri-implantaires.

Une autre étude (41), plus récente, en 3 phases a permis d'explorer de manière approfondie la présence de titane et de zircone dans les tissus péri-implantaires et la muqueuse orale de patients avec ou sans implants. Les résultats obtenus confirment l'efficacité de la cytologie exfoliative associée à l'analyse par ICP-MS (spectrométrie de masse à plasma à couplage inductif) pour détecter ces éléments même à des seuils très bas, 0,18 µg/L pour le Ti et 0,07 µg/L pour le Zr.

Au cours de la phase I, des traces de Ti ont été détectées non seulement chez les patients porteurs d'implants en titane, mais également chez un sujet sans implants, ce qui souligne le potentiel de contamination externe ou d'autres sources de titane non liées aux implants dentaires. En revanche, le Zr n'a été détecté que chez les patients ayant des implants en zircone, ce qui suggère une association plus directe entre la présence de zircone et le matériau de l'implants.

La phase II a renforcé ces observations en montrant que, chez les patients sans implants, les concentrations de Ti et de Zr étaient systématiquement en dessous des seuils de détection. Cependant, dans le groupe des implants en titane, bien que des niveaux détectables de Ti aient été trouvés dans des échantillons de muqueuse péri-implantaire, les concentrations restaient en deçà de la limite de quantification (LOQ). De plus, des traces de Ti ont été observées dans des échantillons prélevés autour des dents controlatérales, ce qui pourrait indiquer une dispersion locale des particules de titane, potentiellement exacerbée par des facteurs tels que la tribocorrosion de ces implants.

Dans le groupe des implants en zircone, les concentrations de Zr étaient également faibles, mais détectables, uniquement autour des implants, corroborant ainsi les résultats de la phase précédente.

La phase III, il a été observé qu'il a été observé que l'ingestion de bonbons contenant du dioxyde de titane entraînait une augmentation significative des concentrations de titane dans les cellules gingivales chez la majorité des sujets.

Ce résultat suggère que l'exposition alimentaire pourrait être une source majeure de contamination par le titane, même en l'absence d'implants. Cette observation est particulièrement importante car elle souligne la nécessité de contrôler les apports alimentaires en  $\text{TiO}_2$  lors des études sur la détection de titane dans les tissus oraux.

Les résultats de cette étude sont en accord avec d'autres travaux qui ont mis en évidence la présence de particules de titane dans les tissus péri-implantaires, souvent attribuée au phénomène de tribocorrosion (33).

Des particules de titane ont également été retrouvées dans des biopsies de tissus péri-implantaires inflammés, où elles semblent jouer un rôle dans l'amplification des réponses inflammatoires, contribuant ainsi à l'ostéolyse et à la résorption osseuse, comme expliqué précédemment, en stimulant les cellules immunitaires, telles que les macrophages, provoquant ainsi une cascade inflammatoire.

En conclusion, dans cette étude, du titane a été détecté même chez des individus sans implants en titane ni restauration métallique, tandis que le zirconium n'a été trouvé que chez les porteurs d'implants en zircone.

En conclusion, cette première partie met en lumière les différences marquantes entre les implants en titane et ceux en zircone dans le cadre des maladies péri-implantaires.

Le titane, matériau de référence en implantologie, offre une excellente ostéointégration et une robustesse éprouvée. Cependant, il présente des limites, notamment en raison des phénomènes de tribocorrosion qui peuvent libérer des particules métalliques dans les tissus environnants. Cette libération est associée à un risque accru de développement de péri-implantites.

En comparaison, la zircone se distingue par une meilleure biocompatibilité et une inertie chimique supérieure, entraînant une réponse inflammatoire réduite. De plus, les implants en zircone présentent une moindre adhésion bactérienne et une meilleure intégration aux tissus mous, ce qui diminue le risque de rétraction gingivale et d'exposition de l'implant. Ces caractéristiques font de la zircone une alternative prometteuse, particulièrement dans les situations cliniques nécessitant une préservation optimale des tissus péri-implantaires et une meilleure esthétique.

Ainsi, bien que le titane reste un choix solide et largement validé, la zircone semble offrir des avantages supplémentaires pour minimiser les complications péri-implantaires et améliorer le succès à long terme des restaurations implantaires.

# INTÉGRATION ESTHÉTIQUE DE LA ZIRCONÉ

## I. Généralités sur la zircone

### 1. Constitution

Sur le marché actuel des implants en céramique, deux variétés de zircone sont utilisées :

- La zircone renforcée à l'yttrium (Y-TZP – Yttria Tetragonal Zirconia Polycrystal) qui constitue la principale option
- La zircone stabilisée à l'alumine (ATZ – Alumina Toughened Zirconia)

Matériau	Composition
Y-TZP (Yttrium-stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals)	98 % de grains tétraonaux 3 mol % yttrium $Y_2O_3$
ATZ (Alumina Toughened Zirconia)	20 wt % alumina (pourcentage en poids)

La zircone renforcée à l'yttrium est fabriquée en ajoutant 2 à 3 % molaire d'yttrium, ce qui permet de créer une structure cristalline exclusivement tétraonale et de prévenir la transformation de phase à température ambiante.

### 2. Propriétés mécaniques : zircone vs titane

#### ▪ **Résistance à la flexion**

**Définition** : Cette mesure indique la capacité d'un matériau à résister à une force de flexion avant de se rompre.

Matériau	Résistance à la flexion (MPa)
Y-TZP	1000 - 1300
ATZ	450 - 700
Titane Ti-6Al-4V	1340 - 1395
Titane grade IV	825 - 1020

▪ **Module d'élasticité de Young**

Définition : Il décrit la capacité d'un matériau à résister à la déformation sous tension ou compression.

Plus ce module est élevé, plus le matériau est rigide et moins il se déformera sous l'effet d'une force appliquée.

Matériau	Module d'élasticité de Young (GPa)
Y-TZP	210
ATZ	360 - 420
Titane Ti-6Al-4V	110
Titane grade IV	105

▪ **Ténacité**

Définition : Elle mesure la capacité d'un matériau à absorber de l'énergie et à se déformer plastiquement sans se rompre.

Matériau	Ténacité (MPa.m <sup>1/2</sup> )
Y-TZP	8 - 10
ATZ	4 - 5
Titane Ti-6Al-4V	55
Titane grade IV	66

En 1975, Garvie et col. ont découvert que la zircone stabilisée à l'yttrium peut résister à la propagation des fissures grâce à la transformation des grains d'une phase tétragonale à une phase monoclinique au niveau des fissures.

Cette transition de phase provoque une expansion volumique de l'ordre de 3 à 4 %, ce qui a pour effet de comprimer les bords de la fissure et ainsi de limiter sa propagation.

*Les valeurs des propriétés mécaniques citées proviennent de sources spécialisées en biomatériaux, incluant des publications techniques et des fiches détaillées fournies par des fabricants reconnus dans le domaine.*

### 3. Propriétés physiques

- **Vieillissement – dégradation à basse température**

Au fil du temps, la zircone stabilisée en phase tétragonale à température ambiante subit un vieillissement caractérisé par une lente transformation en phase monoclinique.

Ce phénomène est connu sous le nom de dégradation à basse température (LTD – Low Temperature Degradation).

Les recherches actuelles présentent des avis divergents sur l'influence de facteurs extérieurs tels que l'occlusion, la température intrabuccale, ou encore la présence de salive sur l'accélération de ce phénomène de dégradation de la zircone (43,44).

- **Corrosion**

La zircone présente une hydrolyse nettement plus lente par rapport au titane, résultant ainsi en une corrosion beaucoup moins rapide en empêchant une corrosion ultérieure du métal sous-jacent.

En comparaison, le titane forme rapidement une couche d'oxydation de 3 à 4 nm d'épaisseur dès son exposition à l'oxygène.

De plus, grâce à sa structure cristalline, est moins réactive et plus stable dans des conditions environnementales variées, ce qui tend à la rendre idéale pour des applications où la durabilité est cruciale.

- **Conductivité thermique**

La zircone se distingue par sa faible conductivité thermique à température ambiante.

Bien que la conductivité thermique du titane soit également basse, elle est toutefois légèrement supérieure à celle de la zircone.

Cette différence s'explique par les propriétés intrinsèques de la zircone, qui, étant une céramique, transmet moins efficacement la chaleur comparativement aux métaux comme le titane.

Comme indiqué dans le tableau ci-dessus, la conductivité thermique de la zircone est remarquablement proche de celle des composants dentaires naturels tels que l'émail et la dentine.

Cette propriété permet à la zircone de s'intégrer harmonieusement dans des environnements où la similitude avec les tissus dentaires naturels est cruciale, offrant ainsi une transition thermique quasi imperceptible, ce qui paraît essentiel pour le confort et la fonctionnalité des prothèses dentaires.

Matériau	Conductivité thermique ( $\text{W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$ à 20 °C)
Émail	2,2
Dentine	1,4
Titane	22
Y-TZP	1,9

- **Conductivité électrique**

À l'inverse du titane, la zircone reste électriquement neutre à température ambiante et ne devient conductrice qu'à des températures très élevées (au-dessus de 1 000 °C).

Cette inertie chimique à température ambiante implique que la zircone n'est pas sujette aux réactions d'oxydo-réduction, ce qui la rend plus durable dans le temps en comparaison au titane.

Tandis que le vieillissement de la zircone est principalement dû à dégradation à basse température, le titane, étant un conducteur, peut subir des réactions d'oxydo-réduction qui peuvent affecter la pérennité du support osseux et la qualité des tissus mous environnants.

#### 4. Propriétés Biologiques

- **Diminution de la réponse inflammatoire**

La zircone se distingue par sa capacité à minimiser la réponse inflammatoire par rapport au titane.

Selon une étude de Sterner et al. (2004), la zircone n'induit aucune réponse inflammatoire ni sécrétion de TNF-alpha, une cytokine pro-inflammatoire, par les macrophages.

Cette absence de réaction contraste avec les résultats obtenus pour le titane, qui provoque une réponse inflammatoire significativement plus importante que la zircone.

Une autre étude de 2006 a révélé que les piliers de cicatrisation en zircone induisent moins d'infiltrat inflammatoire et une expression moindre de VEGF (facteur de croissance vasculaire endothélial) par rapport aux piliers en titane, indiquant une inflammation réduite.

La capacité de la zircone à diminuer l'expression de cytokines pro-inflammatoires a de nouveau été confirmée en 2024 (45).

Ces propriétés font de la zircone un choix favorable pour les applications nécessitant une biocompatibilité optimale et une minimisation des réactions inflammatoires.

#### ▪ **Biocompatibilité**

Une étude de 2024 (45) a eu pour objectif d'approfondir l'impact biologique des implants dentaires en zircone sur les propriétés des cellules stromales mésenchymateuses issues de la crête neurale.

Comparés aux implants en titane, ceux en zircone démontrent une biocompatibilité supérieure, se manifestant par une meilleure adhésion et prolifération cellulaire ainsi qu'une réponse inflammatoire atténuée.

#### Principaux résultats :

- Adhésion cellulaire : les cellules sur les implants en zircone montrent une adhésion nettement améliorée par rapport à celles sur le titane.
- Prolifération cellulaire : la prolifération des cellules est plus significative sur la zircone, indiquant une meilleure intégration au niveau cellulaire.
- Réponse inflammatoire : la zircone provoque une réponse inflammatoire moindre, avec une régulation à la hausse des cytokines anti-inflammatoires.

Matériau	Adhésion cellulaire	Prolifération cellulaire	Réponse inflammatoire
Zircone	Élevée	Élevée	Faible
Titane	Faible	Modérée	Modérée

Cette étude souligne l'importance de choisir des matériaux optimisant la réponse cellulaire et tissulaire, la zircone émergeant comme un choix préférentiel en raison de ses propriétés favorables à la régénération tissulaire et à la réduction de l'inflammation.

## II. Adhésion aux tissus péri-implantaires

### 1. Rappels histologiques

Les tissus péri-implantaires assurent la stabilité mécanique de l'implant et protègent les structures sous-jacentes contre les infections et les agressions mécaniques.

Ces tissus comprennent principalement la muqueuse péri-implantaire et l'os péri-implantaire, chacun présentant des caractéristiques anatomiques et histologiques distinctes.

#### **La muqueuse péri-implantaire**

La muqueuse péri-implantaire est composée de plusieurs couches épithéliales et d'un tissu conjonctif sous-jacent, jouant un rôle essentiel dans la protection de l'implant contre les agents pathogènes.

Elle a une épaisseur moyenne de 3 à 4 mm (mesurée du bord de la muqueuse jusqu'à la crête osseuse) et possède un épithélium d'environ 2 mm de longueur en contact avec la partie supra-osseuse de l'implant (46).

- Épithélium péri-implantaire : la muqueuse péri-implantaire comprend trois types de tissu épithélial ; l'épithélium oral, l'épithélium sulculaire et l'épithélium juxta-implantaire.
- Tissu conjonctif péri-implantaire : sous les épithéliums, le tissu conjonctif péri-implantaire est riche en fibres de collagène (85 %) et présente une faible densité de cellules fibroblastiques (3 %) comparativement aux tissus gingivaux autour des dents naturelles.

## L'os péri-implantaire

L'os péri-implantaire comprend les structures osseuses qui entourent l'implant et assurent son ancrage au sein de l'os alvéolaire. Il se divise principalement en os cortical et os trabéculaire.

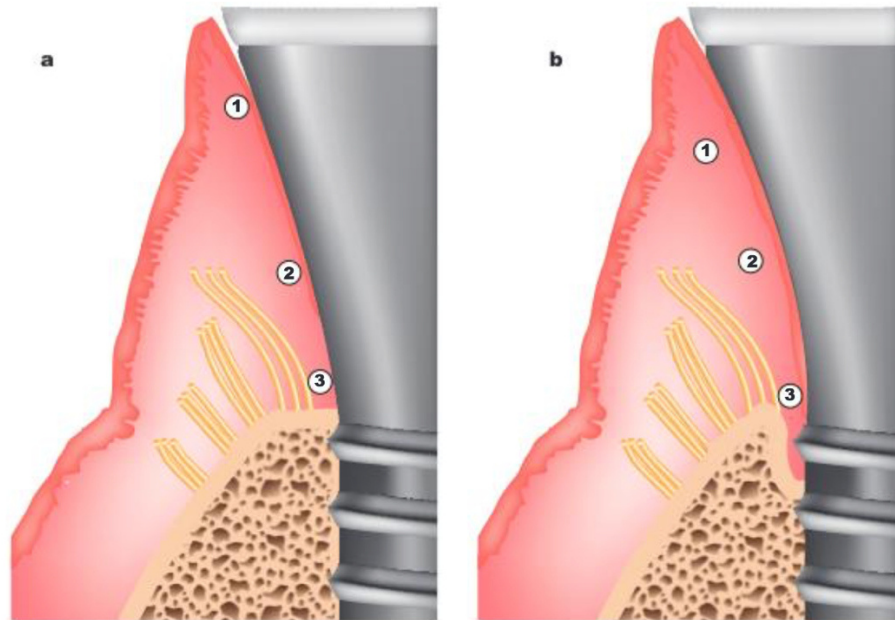


Figure 2 - Référentiel Internat en Parodontologie. Position des tissus supracrestaux péri-implantaires par rapport au pilier implantaire et au col de l'implant

- a. Les tissus supra-crestaux sont positionnés exclusivement au niveau sur le pilier implantaire
- b. Les tissus supra-crestaux ont migré apicalement, suite au remodelage osseux après la mise en place du pilier.

1. Épithélium sulculaire
2. Épithélium de jonction
3. Tissu conjonctif

## 2. Intégration tissulaire

La réussite de l'intégration des implants dentaires repose essentiellement sur deux aspects :

- L'ostéointégration, qui concerne l'adhésion aux tissus durs
- La formation d'un joint muqueux péri-implantaire, impliquant les tissus mous.

### *a. Ostéointégration*

L'ostéointégration, concept initialement défini par Brånemark et Alberktsson en 1981 (47), est décrite comme un contact direct entre l'os et la surface d'un implant.

Brånemark a affiné cette idée en 1986 (48), la décrivant comme une connexion structurelle et fonctionnelle entre l'os vivant et l'implant.

Elle est influencée par plusieurs facteurs tels que :

- La dimension et la forme de l'implant
- La position verticale de l'implant (enfouissement)
- Le conditionnement de la surface implantaire
- La qualité de l'os du site implantaire.

Par la suite, la stabilité secondaire, qui est de nature biologique, prend le relais à mesure que l'os néoformé s'accumule contre l'implant.

Cette transition reflète le processus dynamique de l'ostéointégration, où la stabilité primaire décroît progressivement tandis que la stabilité secondaire augmente.

Ce processus comprend plusieurs étapes :

- La cicatrisation initiale : caractérisée par le saignement et la coagulation
- La réponse inflammatoire : favorise le recrutement cellulaire et l'organisation tissulaire

#### **Méthodes d'évaluation de l'ostéointégration :**

- **Méthodes invasives** : Ces méthodes impliquent souvent la destruction de l'implant pour des analyses précises, comme l'analyse histomorphométrique qui quantifie le contact os-implant, et les tests de retrait qui mesurent la force nécessaire pour désolidariser l'implant de l'os. Elles sont réservées aux contextes expérimentaux.
  - Analyse histomorphométrique
  - Test de mise en tension
  - Test de retrait / poussée
  - Couple de retrait (RTQ)

- **Méthodes non-invasives** : Elles incluent la perception tactile lors de l'insertion de l'implant, les tests de percussion pour évaluer la sonorité indiquant son degré d'ostéointégration, et l'évaluation radiographique qui permet de visualiser la proximité osseuse et les changements marginaux autour de l'implant. Le couple d'insertion et le Periotest sont également utilisés pour estimer la stabilité mécanique de l'implant sans l'endommager. Ces approches permettent une surveillance continue sans compromettre l'intégrité de l'implant.
  - Perception tactile
  - Test de percussion
  - Couple d'insertion
  - Évaluation radiographique
  - Periotest
  - Analyse de fréquence de résonance (RFA)

Les principaux indicateurs permettant d'évaluer l'ostéointégration incluent les mesures du contact os-implant (BIC – Bone-Implant Contact) et les valeurs de couple lors du retrait de l'implant (52).

La plupart des études ne montrent pas de différence significative entre les implants en zircone et ceux en titane dans ce domaine (53,54).

Les revues de littérature sur le sujet (55,56) suggèrent toutes que les implants en zircone peuvent être considérés comme une alternative au titane mais que des recherches à plus long terme sont nécessaires pour une confirmation définitive.

Le choix du matériau, de par sa biocompatibilité et ses propriétés physiques, participe à ce processus d'ostéointégration.

De plus, la surface de l'implant joue également un rôle déterminant dans ce processus ; les caractéristiques de surface, comme la rugosité, influencent la réponse biologique, favorisant l'adhésion cellulaire et l'intégration osseuse.

Par ailleurs, l'amélioration des traitements de surface, comme la micro ou macro-rugosité réalisée par laser, a prouvé son efficacité pour accélérer l'ostéointégration, avec des taux de survie comparables à ceux des implants en titane dernière génération, dépassant souvent les 98 %.

Ces innovations en matière d'état de surface contribuent à optimiser le contact entre l'implant et l'os, favorisant ainsi une meilleure intégration biologique.

- **Bone-implant contact (BIC)**

Le taux de contact osseux-implant (BIC) est un paramètre clé dans l'évaluation du succès des implants dentaires ou orthopédiques, puisqu'il représente la proportion de surface d'implant en contact direct avec l'os. Un BIC élevé est associé à une meilleure ostéointégration et une stabilité à long terme de l'implant.

Plusieurs études ont comparé le BIC entre ces deux matériaux et n'ont pas révélé de différence statistiquement significative.

Tableau comparatif des valeurs du BIC d'après Deprich et al. (57)

Semaines	Titane commercialement pur (%)	Zircone (%)
4	23,5 ± 7,5	27,1 ± 3,5
8	53,3 ± 27,6	51,9 ± 14
12	58,5 ± 11,4	57,1 ± 12,4

Tableau comparatif des valeurs du BIC d'après Kohal et al. (58)

Jours	Titane commercialement pur (%)	Zircone (%)
14	36	45
28	45	59

- **Couple de retrait implantaire (RTQ – Removal Torque Test)**

Le couple de retrait implantaire représente la force nécessaire pour désolidariser un implant de l'os alvéolaire.

Une étude menée sur des cochons (59) a révélé que les implants en zircone traités par mordantage acide favorisent une apposition osseuse comparable à celle observée au niveau des implants en titane traités par sablage et mordantage.

Les valeurs du RTQ pour les implants en zircone aux différentes phases de cicatrisation étaient similaires à celles mesurées pour les implants en titane au même moment, sans différence statistiquement significative.

Tableau comparatif des valeurs du RTQ d'après Galhert et al. (59)

Semaine de cicatrisation	RTQ zircone (Ncm)	RTQ titane (Ncm)
4	42,4	42,1
8	69,6	75
12	69,3	73,1

#### ▪ Cicatrisation osseuse

Dans son étude de 2019, Lee (60), a évalué le niveau de cicatrisation osseuse autour de fixations en zircone, titane et en titane recouvertes d'hydroxyapatite (HA).

Il a pu observer que la cicatrisation osseuse était complète autour de la fixation en HA, tandis que celle autour des fixations en zircone et en titane ne l'était pas encore au bout de 8 semaines.

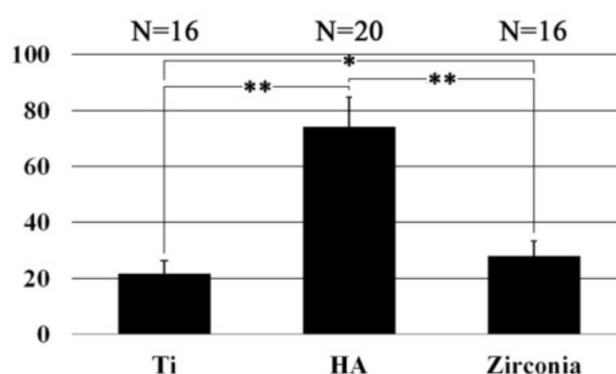


Figure 3 - Lee et al (2019). Pourcentage osseux autour des fixations.

L'analyse histologique a révélé des différences dans le taux de cicatrisation osseuse entre les fixations en zircone et en titane.

Les résultats ont montré que la zircone présentait un taux de cicatrisation significativement plus élevé par rapport au titane, avec une valeur  $p = 0,048$ .

Toutefois, les auteurs soulignent que cette différence de taux de cicatrisation n'est probablement pas d'une importance clinique significative.

### *b. Intégration au sein des tissus mous*

Autant d'un point de vue quantitatif que qualitatif, les caractéristiques de la muqueuse péri-implantaire entourant les implants en zircone se montrent similaires à celles observées avec les implants en titane (61).

Les restaurations implantaires sont soumises à un environnement septique et agressif sur le long terme.

Les tissus mous péri-implantaires forment une interface entre ce milieu et les structures sous-jacentes, telles que l'os et le réseau vasculaire.

Cependant, il existe une différence significative entre la qualité de cette interface autour d'une dent naturelle et d'un implant.

Berglundh et Lindhe (62,63) ont décrit une attache épithéliale sans fibres autour du titane trans-gingival, contrairement aux fibres de Sharpey présentes autour des dents, concluant alors que les tissus mous péri-implantaires sont plus fragiles.

Ils sont moins résistants mécaniquement, moins vascularisés et plus sensibles du point de vue immunitaire (64–66).

Or, la stabilité à long terme des tissus mous péri-implantaires est essentielle pour lutter contre les péri-implantites et assurer l'esthétique et la fonctionnalité des réhabilitations implantaires.

La qualité du joint muqueux autour de la partie trans-gingivale est déterminante.

Dans une revue de 2006, Éric Rompen (67) a identifié plusieurs facteurs influençant les tissus mous dans l'intégration des implants :

- Les implants « tissue level » offrent de meilleures performances que les implants « bone level »

- Le titane et la zircone sont préférables à l'or ou à la céramique feldspathique pour les parties trans-gingivales
- Les surfaces lisses sont préférables aux surfaces rugueuses
- Il est crucial d'éviter les déconnexions et reconnexions fréquentes des piliers prothétiques pour les implants « bone level ».

Ces observations suggèrent que les implants « tissue level » présentent des avantages pour l'intégration au niveau des tissus mous.

Les problèmes de gap, d'étanchéité des pièces prothétiques sous-gingivales et les techniques de « platform switching » pour renforcer le joint muqueux ne sont plus pertinents avec cette approche.

Dans une étude comparative *in vitro* et *in vivo*, Rimondi (2002) (68) a décrit l'interface trans-gingivale de la zircone comme un bouclier antimicrobien.

Cette observation a été confirmée par des recherches ultérieures, notamment celles de Nascimento en 2014 et 2016 (69,70), qui a constaté moins d'adhérence microbienne sur la zircone que sur les surfaces en titane, qu'elles soient lisses ou rugueuses.

De Freitas (71) a renforcé ces résultats dans une étude de suivi sur 6 mois, comparant les piliers trans-gingivaux en zircone et en titane.

Son étude a révélé une colonisation bactérienne plus importante sur le titane, corroborant les conclusions précédentes.

En effet, les piliers en zircone présentent une colonisation bactérienne moindre, incluant les bactéries pathogènes.

Ainsi, ces résultats suggèrent que les piliers en zircone offrent une protection supérieure contre la colonisation microbienne, réduisant ainsi le risque de péri-implantites (72) par rapport aux piliers en titane.

Cela conforte l'idée que la zircone, en plus de ses propriétés esthétiques, pourrait être le matériau de choix pour les restaurations trans-gingivales en raison de sa capacité à limiter la prolifération bactérienne et l'inflammation péri-implantaire (73).

L'utilisation de la zircone réduit donc davantage le risque de compromettre l'intégrité de l'effet barrière des tissus mous par rapport au titane.

Une autre étude menée par Negahdari et coll. (74) a mis en évidence le bénéfice de la zircone trans-gingivale sur les niveaux de cytokines pro-inflammatoires dans le sulcus péri-implantaire.

Dans cette recherche, les auteurs ont comparé le comportement des piliers implantaires en zircone et en titane à travers une étude *in vivo* avec un protocole en « bouche divisée ».

<i>Study groups</i>	<i>N</i>	<i>Min</i>	<i>Max</i>	<i>Mean ± SD</i>
IL1βC	8	6.40	22.34	13.05 ± 4.59
IL1βT	6	12.24	31.46	20.42 ± 6.48
IL6C	7	18.30	29.43	25.11 ± 3.38
IL6T	9	44.66	48.29	46.17 ± 1.25

SD: Standard deviation

*Figure 4 - Negahdari et coll. Statistiques descriptives des groupes d'étude.*

Les résultats ont montré que les niveaux de cytokines pro-inflammatoires sont significativement plus élevés autour des implants en titane par rapport à ceux en zircone.

Cependant, comme souvent dans la littérature scientifique, il existe des divergences. En 2015, Linkevicius et Vaitelis ont publié une méta-analyse (75) examinant les effets comparés du titane et de la zircone sur les tissus mous.

Cette étude basée sur 11 essais cliniques randomisés et contrôlés, conclut que le comportement des deux matériaux est similaire, la zircone n'offrant un avantage statistiquement significatif que sur le plan esthétique.

#### ▪ **Réponse tissulaire et cellulaire à la zircone**

Dans leur étude de 2004, Bianchi et coll. (76) ont constaté une supériorité de la zircone sur le titane en termes d'adhésion et de prolifération des fibroblastes autour des collets implantaires trans-gingivaux.

Par ailleurs, Tetè et al. (61) ont découvert qu'une partie des fibres de collagène s'orientaient perpendiculairement à la surface de la zircone, à l'inverse du titane où elles s'alignaient parallèlement.

Cette disposition perpendiculaire des fibres pourrait contribuer à renforcer le joint muqueux péri-implantaire et expliquer le phénomène de « creeping attachment » qui peut être observé autour des piliers en zircone.

Phénomène d'attache rampante – « Creeping attachment »

Il désigne un phénomène observé en parodontologie et décrit pour la première fois en 1964 par Goldman et al. Comme « une migration post-opératoire en direction coronaire du tissu gingival marginal sur une portion de racine préalablement dénudée ».

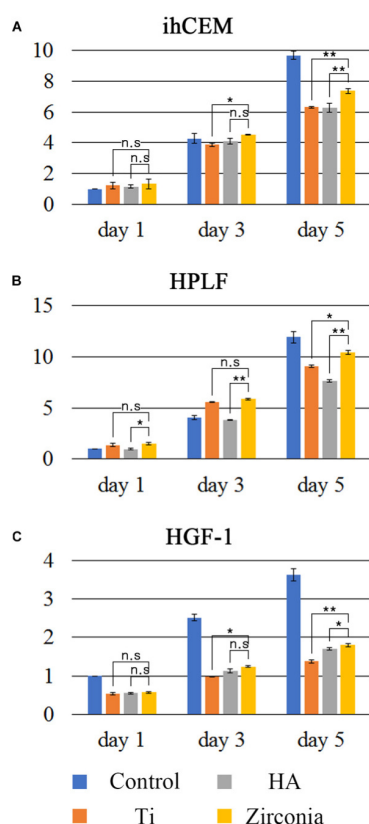
Ce processus peut se produire naturellement ou suite à des interventions de recouvrement radiculaire, aidant à restaurer la couverture gingivale autour des racines des dents exposées.

En 2019, Dong-Jong Lee a mené une étude comparative *in vivo* et *in vitro* sur l'interaction des tissus péri-implantaires avec la zircone, le titane et l'hydroxyapatite (60).

L'étude a évalué la qualité des joints muqueux autour de ces trois matériaux.

Les résultats ont montré que la zircone surpassait le titane et l'hydroxyapatite en termes d'intégrité histologique et de performance cellulaire *in vitro*, favorisant notamment une prolifération accrue des fibroblastes humains et des cellules de la matrice extracellulaire.

- **Prolifération des cellules de la muqueuse péri-implantaire** (d'après l'étude de Lee et al. 2019)



Les disques en zircone montrent une prolifération cellulaire significativement plus élevée par rapport aux disques en titane aux jours 3 et 5 pour les cellules ihCEMs et HGF-1, et au jour 5 pour les cellules HPLF.

Ces résultats indiquent que la zircone favorise une meilleure prolifération cellulaire en comparaison au titane.

Figure 5 – Differential healing patterns of mucosal seal on zirconia and titanium implant. Lee et al. (2019). Test de prolifération cellulaire.

Type de cellule	Jour	Nombre relatif de cellules sur la zircone (moyenne $\pm$ SD)	Nombre relatif de cellules sur le titane (moyenne $\pm$ SD)	p	Différence statistiquement significative
ihCem	1	-	-	-	-
	3	4,507 $\pm$ 0,028	3,870 $\pm$ 0,114	0,032	Oui
	5	7,360 $\pm$ 0,145	6,304 $\pm$ 0,056	0,006	Non
HPLF	1	1,488 $\pm$ 0,108	0,369 $\pm$ 0,181	0,234	Non
	3	5,864 $\pm$ 0,088	5,589 $\pm$ 0,034	0,160	Non
	5	10,420 $\pm$ 0,194	9,070 $\pm$ 0,102	0,025	Oui
HGF-1	1	-	-	-	-
	3	1,245 $\pm$ 0,027	0,982 $\pm$ 0,016	0,037	Oui
	5	1,801 $\pm$ 0,044	1,376 $\pm$ 0,043	0,018	Oui

- **Analyse de l'espace biologique** (d'après l'étude de Lee et al. 2019)

La hauteur de l'espace biologique a été analysée en mesurant la hauteur depuis le sommet jonction épithéliale jusqu'au niveau de la crête alvéolaire.

Les proportions relatives de l'épithélium et du tissu conjonctif sont représentées dans la figure suivante.

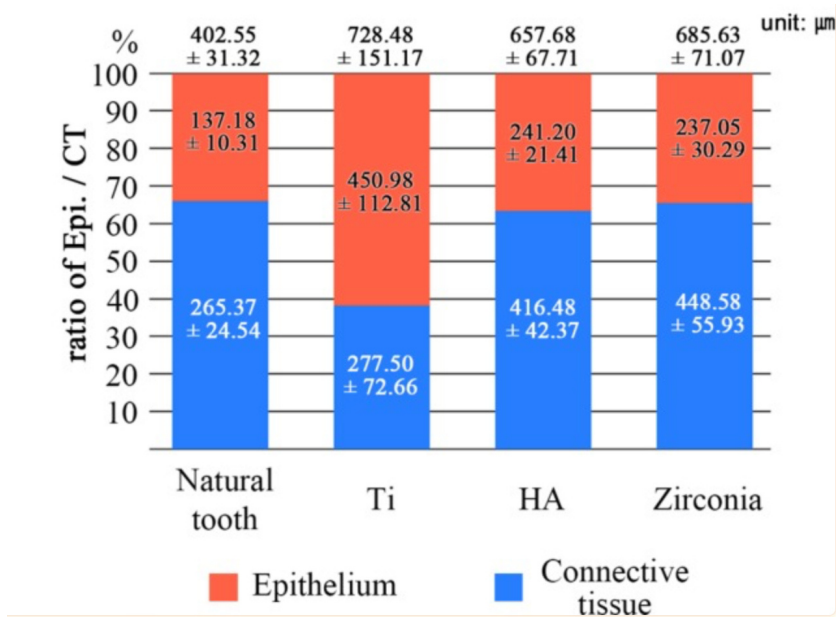


Figure 6 – Differential healing patterns of mucosal seal on zirconia and titanium implant. Lee et al. (2019). Composition de l'espace biologique

On peut voir que le pourcentage de tissu était de 65,9 % pour les dents naturelles, de 38,1 % pour les fixations en titane, de 63,3 % pour celles en hydroxyapatite et de 65,4 % pour la zircone.

La différence de proportion entre les fixations en titane et les autres était statistiquement significative.

Tandis que les différences entre les groupes zircone, hydroxyapatite et dent naturelles ne présentaient pas de différence statistiquement significative entre elles.

Cet aspect peut nous permettre de conclure que la zircone peut être un matériau de choix idéal pour les réhabilitations implantaire cherchant à imiter au plus près les conditions naturelles de la bouche.

▪ **Profondeur de sondage**

La profondeur de sondage est une mesure clé dans l'évaluation de l'adhésion des tissus mous autour des implants dentaires.

Plusieurs études ont comparé les profondeurs de sondage (PPD) autour de piliers en zircone et en titane avec des temps de suivi différents.

Après 1 an de suivi, la PPD moyenne autour des piliers en zircone variait de 2,9 à 3,5 mm, tandis que celle autour des piliers en titane était de 3,3 mm (77,78).

Après un suivi de 3 ans, la PPD autour des piliers en zircone était de  $3,2 \pm 1,0$  mm contre  $3,4 \pm 0,5$  mm pour le titane (79).

Et après 5 ans, les études ont indiqué une augmentation légère mais comparable de la PPD pour les deux types de piliers (80,81).

Aucune de ces études n'a apporté de différence statistiquement significative entre les piliers en zircone et en titane, indiquant des performances similaires pour les deux matériaux dans le contexte des implants dentaires sur ces périodes de suivi.

Plus récemment, Hosseini a publié une étude comparant l'intégration tissulaire de la zircone et du titane avec une durée de suivi de 5 ans (82).

Dans cette étude, il a notamment analysé et comparé les profondeurs de sondage des tissus péri-implantaires.

Les valeurs moyennes du PPD (Probing Pocket Depth) sont présentées dans le tableau ci-dessous.

Hosseini et al. Valeurs moyennes de profondeur de sondage mesurées.

Matériau	Zircone	Titane
PPD moyenne $\pm$ SD	2,8 mm $\pm$ 0,9	2,7 mm $\pm$ 0,6

Il conclue finalement à une absence de différence statistiquement significative concernant la profondeur de sondage entre ces deux matériaux ( $p = 0,862$ ).

▪ **Saignement au sondage (BOP – Bleeding On Probing)**

Plusieurs études ont enregistré l'indice de saignement sulculaire (mBI), avec des valeurs moyennes allant de 0 à 0,5 pour les piliers en zircone et de 0 à 0,4 pour les piliers en titane, sans qu'aucune de ces études ne conclue à une différence significative entre les deux matériaux.

De plus, en 2015, Sailer et al. ont analysé le BOP après un suivi de 24 mois.

Ils ont remarqué que le BOP était de  $9,1 \% \pm 4,3$  pour les piliers en zircone et de  $7,4 \pm 3,4$  pour les piliers en titane, sans différence significative.

Valeurs de Bleeding on Probing mesurées dans les différentes études citées.

Étude	Matériau	Valeur de BOP	Suivi (mois)	Résultat
Hosseini et al. (83)	Zircone	0 – 0,5	•	Pas de différence significative
	Titane	0 – 0,4	•	Pas de différence significative
Payer et al. (84)	Zircone	$9,1 \% \pm 4,3$	24	Pas de différence significative
	Titane	$7,4 \pm 3,4$		Pas de différence significative
Sailer et al. (79)	Zircone	$60 \pm 30$	12	Pas de différence significative
	Titane	$30 \pm 40$		Pas de différence significative

Dans son étude de 2022, Hosseini a également analysé le saignement au sondage selon le mSBI (modified Sulcus Bleeding Index – Monbelly et al.) (82).

mSBI	Critère clinique
0	Absence de saignement lors du sondage
1	Saignements ponctuels visibles
2	Saignement linéaire dans le sulcus
3	Saignement abondant

Lors du suivi à 5 ans, les auteurs ont conclu qu'il n'y avait aucune différence statistiquement significative entre les scores mSBI pour les deux matériaux, avec peu ou pas de saignement au sondage (score 0 et 1 majoritairement).

mSBI	Zircone	Titane
0	51,7 % (n = 15)	25,8 % (n = 8)
1	13,8 % (n = 4)	51,6 % (n = 16)
2	31,0 % (n = 9)	19,4 % (n = 6)
3	3,4 % (n = 1)	3,2 % (n = 1)

#### ▪ **Niveau osseux marginal**

Les études incluses dans la méta-analyse de Linkevicius de 2015 (75) montrent une perte osseuse marginale moyenne oscillant entre 0,4 mm et 1,48 mm pour les piliers en zircone et entre 0,5 mm et 1,43 mm pour les piliers en titane, avec des données distinctes pour les pertes osseuses marginales mésiales et distales.

Aucune différence statistiquement significative n'a été observée entre ces deux matériaux, ce qui indique une similarité dans leur comportement en termes de maintien de l'os marginal sur ce temps de suivi (5 ans maximum).

#### ▪ **Récession gingivale**

Parmi les études prises en compte dans la méta-analyse de Linkevicius :

- Zembic et al. (2013) (80) n'ont pas trouvé de différence significative entre les piliers en zircone et ceux en titane après 5 ans, avec une légère rétraction muqueuse pour les deux matériaux.
- Lops et al (2013) (81) ont examiné la récession gingivale autour de piliers en titane et en zircone de série ainsi que des piliers personnalisés CAD/CAM. Ils ont évalué les modifications de la marge gingivale après 2 ans de suivi en utilisant des photos standardisées. Les résultats étaient les suivants : les piliers en zircone de série montraient une récession des tissus mous de 0,3 mm  $\pm$  0,3 mm, les piliers en titane de série de 0,3  $\pm$  0,4 mm et les piliers CAD/CAM en zircone de 0,1  $\pm$  0,3 mm. Le groupe CAD/CAM en titane a, quant à lui, enregistré un gain de tissus mous de 0,3 à 0,4 mm. Aucune différence statistiquement significative n'a été enregistrée.
- De Alboroz et al. (2014) (78) ont enregistré autour des piliers en zircone, un gain de tissus mous de 0,2 mm en mésial et une récession de 0,3 mm en distal, tandis que les piliers en titane présentaient un gain de tissus mous de 0,2 mm en mésial et une perte de tissus mous de 0,4 mm en distal. Aucune de ces variations n'était statistiquement significative entre les groupes.

Étude	Suivi	Zircone (moyenne ± SD)	Titane (moyenne ± SD)	Signification statistique
Zembic et al. (2013)	5 ans	0,1 mm (sous la muqueuse)	0,3 mm (sous la muqueuse)	Absence de différence significative
Lops et al. (2014)	2 ans	0,3 mm ± 0,3 (série)	0,3 ± 0,4 mm (série)	Absence de différence significative
		0,1 mm ± 0,3 (CAD/CAM)	Gain de 0,3 à 0,4 mm (CAD/CAM)	Absence de différence significative
De Alboroz et al. (2014)	1 an	Gain de 0,2 mm (mésial)	Gain de 0,2 mm (mésial)	Absence de différence significative
		Récession de 0,3 mm (distal)	Récession de 0,4 mm (distal)	Absence de différence significative

### *c. Intégration esthétique*

Dans le cadre d'études portant sur l'évaluation de la couleur des tissus mous péri-implantaires, plusieurs recherches ont été menées pour comparer l'impact esthétique des piliers en zircone et en titane.

Cosgarea et al. (2015) (85) ont observé que la zircone offrait une meilleure correspondance de couleur avec les tissus naturels parodontaux que le titane.

Cette supériorité avait déjà été quantifiée par Bressan et al. (2011) (86) à travers un indicateur  $\Delta E$  mesurant la différence de couleur entre deux échantillons. Plus la valeur de  $\Delta E$  est basse, meilleure est la correspondance des couleurs.

Ils avaient trouvé des valeurs  $\Delta E$  statistiquement inférieures pour la zircone, indiquant une meilleure harmonie esthétique.

Cependant, Zembic et al. (2009) (79) n'ont relevé aucune différence statistiquement significative dans la ressemblance des couleurs après 3 ans.

Une méta-analyse a confirmé que la zircone affichait une moyenne  $\Delta E$  de 8,48 contre 10,88 pour le titane, soulignant ainsi une correspondance de couleur statistiquement meilleure pour la zircone.

Hosseini et al. (2011) (83) ont utilisé un système de notation de la décoloration mucosale, évaluant à la fois immédiatement après la pose et un an après.

Score de décoloration mucosale :

- 1 : aucune décoloration
- 2 : légère décoloration grisâtre
- 3 : décoloration grisâtre distincte
- 4 : visibilité du métal ou de la zircone

Ils ont finalement conclu que les piliers en zircone et en titane présentaient des scores majoritairement favorables sans différence significative entre eux.

### III. Couleur

#### 1. Propriétés optiques

La zircone possède une certaine capacité de transmission de la lumière, ce qui lui permet d'imiter l'apparence des dents naturelles.

La translucidité dépend de la taille des cristaux. Une zircone avec des cristaux plus fins tend à être plus translucide mais globalement ce matériau reste relativement opaque en comparaison aux autres céramiques utilisées en dentisterie.

#### 2. Teinte des implants zircone

La zircone non traitée est généralement blanche. Mais si elle est souvent teintée pour correspondre à la couleur des dents naturelles du patient dans le cadre d'une restauration

prothétique, elle ne l'est pas dans le cadre de la fabrication des implants, qui ont donc une couleur blanche opaque.

## DISCUSSION : RÉSUMÉ ET ANALYSE DES PROBLÉMATIQUES DE LA ZIRCONÉ

La zircone, largement utilisée en odontologie et en orthopédie, suscite un intérêt croissant en raison de ses propriétés mécaniques et esthétiques, tout en soulevant plusieurs défis pour la pratique clinique. Parmi les principaux enjeux figurent sa fragilité intrinsèque, sa résistance au vieillissement, son intégration avec les tissus biologiques et ses qualités esthétiques. A contrario, la zircone montre une résistance notable en compression. Des formulations améliorées, telles que la zircone renforcée à l'alumine ou stabilisée à l'oxyde d'yttrium, lui procurent une meilleure tenue face aux forces de mastication.

L'ajout de ces molécules permet d'absorber et de dissiper les contraintes appliquées, retardant ainsi le début des microfissures. Ces caractéristiques répondent aux nécessités de résistance aux forces de mastication habituellement rencontrées en clinique, remettant en question l'idée d'une fragilité systématique du matériau.

La zircone présente des mécanismes de renforcement que le titane ne possède pas, notamment grâce à sa capacité à stabiliser sa structure sous contraintes mécaniques. Contrairement au titane, apprécié pour sa ductilité et sa capacité à supporter des déformations plastiques, la zircone stabilisée, en particulier avec l'oxyde d'yttrium, permet une modulation efficace de sa réponse aux forces appliquées. Cela représente un avantage majeur dans les restaurations implantaires, qui doivent répondre à des exigences élevées en matière d'esthétique et de performance mécanique. Un autre défi pour la zircone est sa sensibilité au vieillissement, notamment le vieillissement à basse température (LTD), causé par l'humidité, qui peut affaiblir progressivement sa résistance. Cependant, les formulations modernes stabilisées à l'yttrium offrent une meilleure résistance, maintenant une phase cristalline stable même dans des conditions environnementales défavorables. En comparaison, le titane, bien qu'il ne subisse pas de transformation de phase, peut être sujet à des phénomènes de corrosion dans des environnements biologiquement agressifs. La zircone, avec ses nouvelles formulations et sa résistance accrue au vieillissement, se positionne comme une alternative solide et prometteuse, répondant aux besoins des praticiens pour des restaurations fiables et durables.

Sur le plan de l'intégration biologique, la zircone se distingue par sa biocompatibilité, l'une des raisons majeures de son adoption croissante en dentisterie et en médecine. Contrairement à d'autres matériaux, elle ne libère pas de sous-produits toxiques, ce qui réduit les risques de réactions inflammatoires et allergiques. Les études montrent que la zircone est bien tolérée par les tissus environnants, facilitant ainsi une ostéointégration efficace. De plus, son intégration s'inscrit dans une approche biomimétique, visant à imiter les processus naturels pour maximiser la compatibilité avec les tissus humains. La surface texturée des implants en zircone favorise l'adhésion cellulaire et stimule la régénération osseuse, éléments clés pour une ostéointégration réussie. En comparaison, le titane, bien qu'également biocompatible, ne suit pas autant cette logique biomimétique, ce qui rend la zircone particulièrement intéressante pour des applications nécessitant une parfaite harmonie avec les tissus environnants.

La question du taux de survie et de succès à long terme des implants en zircone est cruciale en implantologie, car elle détermine leur fiabilité sur le long terme. Les données cliniques récentes montrent que les implants en zircone affichent des taux de survie comparables à ceux des implants en titane, avec des taux de survie dépassant 95 % pour des périodes de suivi allant de 5 à 10 ans. Ces résultats favorables sont attribués aux innovations dans les procédés de fabrication, y compris les traitements de surface qui améliorent l'ostéointégration. La survie à long terme des implants en zircone, comme des implants titanes, dépend de divers facteurs cliniques, tels que la qualité de l'os récepteur, le positionnement de l'implant et le respect des protocoles chirurgicaux.

L'enjeu de l'esthétique est particulièrement pertinent dans le cadre de l'utilisation des implants en zircone. Contrairement aux implants métalliques traditionnels en titane, les implants en zircone offrent un avantage esthétique significatif, notamment dans la zone antérieure, où l'apparence est essentielle pour le patient. La zircone, avec sa couleur blanche naturelle, réduit le risque de visibilité à travers les tissus mous péri-implantaires, un problème fréquemment rencontré avec les implants en titane, surtout chez les patients ayant une biotype gingivale fin.

De plus, l'absence de corrosion galvanique dans les implants en zircone diminue le risque de décoloration des tissus environnants, ce qui peut se produire avec les implants en titane, surtout dans des environnements biologiques complexes. Cette caractéristique esthétique est souvent perçue positivement par les patients, qui recherchent de plus en plus des solutions

de restauration discrètes et harmonieuses avec leurs tissus naturels. En ce sens, les implants en zircone répondent non seulement à un besoin fonctionnel, mais également à une demande croissante des patients pour des solutions esthétiquement agréables.

Les patients, de plus en plus informés et sensibilisés aux options de traitement, expriment une préférence accrue pour les matériaux qui ne compromettent ni l'apparence naturelle de leur gencive ni l'harmonie générale de leur sourire. Les implants en zircone, grâce à leur couleur naturelle et à leur capacité à maintenir l'intégrité esthétique des tissus mous environnants, semblent donc mieux répondre à ces attentes croissantes, par rapport aux implants métalliques qui peuvent parfois donner un aspect grisâtre ou sombre à la zone gingivale.

La gestion de la dégradation de la zircone passe par une optimisation continue de ses formulations. L'utilisation de stabilisants tels que l'yttrium et le développement de traitements de surface protecteurs sont des pistes prometteuses pour prolonger la durée de vie utile des implants et prothèses en zircone. Tandis que le titane continue de s'imposer par sa stabilité naturelle, l'adaptabilité de la zircone face aux contraintes environnementales peut offrir une alternative intéressante, notamment dans des situations où le maintien des caractéristiques esthétiques est aussi important que la durabilité.

En termes de biocompatibilité, l'alignement de la zircone avec les principes du biomimétisme constitue un atout majeur dans le cadre des pratiques cliniques contemporaines. En imitant les mécanismes naturels d'ostéointégration, d'intégration au sein des tissus mous et en minimisant les risques de rejet, la zircone peut offrir une solution plus harmonieuse avec le corps humain. Le titane, bien que performant sur ce plan, ne s'inscrit pas de manière aussi évidente dans cette logique biomimétique. Ainsi, le développement de surfaces de zircone optimisées pour favoriser l'intégration tissulaire représente un domaine de recherche clé pour l'avenir.

De plus, il est nécessaire de poursuivre les recherches afin de trouver des solutions pour minimiser le dépôt de plaque et les inflammations péri-implantaires, ce qui peut affecter l'apparence globale du site implanté. En effet, même les meilleurs matériaux peuvent perdre leurs attraits esthétiques si des complications inflammatoires surviennent et altèrent l'apparence des tissus mous. Le développement de surfaces de zircone qui favorisent

l'attachement muqueux et minimisent l'accumulation de biofilm bactérien pourrait contribuer à préserver l'aspect esthétique du site sur le long terme.

Au vu des enjeux discutés, il apparaît que la zircone offre un potentiel considérable, non seulement comme alternative au titane, mais aussi comme matériau de choix dans les situations où l'esthétique, la biocompatibilité, et le biomimétisme sont prioritaires. Les avancées dans le renforcement de la zircone, ainsi que l'alignement de ses caractéristiques avec les principes de biomimétisme, répondent aux préoccupations contemporaines de notre profession, cherchant à concilier esthétique et fonctionnalité.

Néanmoins, il est essentiel de continuer à développer et à optimiser ses formulations pour relever les défis de fragilité et de vieillissement, tout en maintenant une perspective holistique qui intègre l'ensemble des besoins cliniques et patients. Le titane, malgré ses qualités indéniables, pourrait trouver des applications complémentaires dans des domaines spécifiques où ses caractéristiques uniques restent inégalées. Une approche combinée et adaptable, tenant compte des forces respectives de chaque matériau, semble donc la voie la plus prometteuse pour l'avenir des pratiques médicales et dentaires.

## PROTHÈSE SUPRA-IMPLANTAIRE

Tous les types de restaurations prothétiques utilisés sur des implants en titane peuvent être utilisés sur les implants en zircone, chacun ayant des indications spécifiques, des avantages et des inconvénients.

### **Restaurations prothétiques unitaires**

Les restaurations prothétiques unitaires sur implants en zircone sont généralement utilisées pour remplacer une dent unique manquante. Ces couronnes peuvent être constituées de zircone ou d'autres types de matériaux céramiques.

### **Restaurations prothétiques multiples type bridges**

Les restaurations multiples, ou bridges, sont utilisés lorsque plusieurs dents adjacentes doivent être remplacées.

Comme pour les restaurations prothétiques unitaires, il est possible de les réaliser en zircone ou en d'autres types de matériaux céramiques.

### **Bridge complet sur implants**

Il s'agit d'une prothèse dentaire fixe destinée à remplacer entre 12 et 14 dents, couvrant ainsi l'intégralité de l'arcade dentaire.

Ce type de restauration ne comporte pas de faux palais.

### **Prothèse stabilisée sur implants**

Il s'agit d'une prothèse amovible qui se fixe sur plusieurs implants (en général 4 au maxillaire et 2 à la mandibule).

Cette fixation peut se faire par des systèmes de « boutons-pression » ou *via* une barre dolder.

Il est également possible de réaliser des prothèses scellées et transvissées sur des implants en zircone.

Ces deux types de restaurations diffèrent par leur méthode de fixation à l'implant, ainsi que par leurs indications cliniques.

### Prothèse scellée

Les prothèses scellées sur implants sont des restaurations fixes qui sont collées ou scellées de manière permanente sur le pilier implantaire.

Le pilier est lui-même vissé sur l'implant en zircone.

Ce type de fixation est surtout utilisée dans le cas d'implants angulés, principalement dans les secteurs esthétiques où l'absence de puits de vis visible sur la face vestibulaire est souhaitée.

Cf. Cours de 5<sup>ème</sup> année d'Odontologie par le Dr. EXBRAYAT Patrick

Avantages	Inconvénients
<ul style="list-style-type: none"><li>▪ <b>Fonctionnalité et morphologie préservée</b> : L'absence de trou pour la vis permet de maintenir une morphologie occlusale proche des dents naturelles, offrant une fonction masticatoire sans interférences.</li><li>▪ <b>Esthétique améliorée</b> : Les restaurations scellées évitent les trous visibles, particulièrement pour les dents antérieures, ce qui améliore l'apparence.</li><li>▪ <b>Étanchéité supérieure</b> : Le scellement des prothèses offre une meilleure étanchéité que les restaurations transvissées, ce qui limite les risques d'infiltration bactérienne.</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>▪ <b>Excès de ciment</b> : Un excès de ciment peut causer des inflammations ou des complications péri-implantaires. Un protocole strict est nécessaire pour éviter les accumulations de ciment (exemple : utiliser de la vaseline et vérifier l'adaptation). L'utilisation de ciments juxta- ou supra-gingivaux est préférable.</li><li>▪ <b>Démontage complexe</b> : Il est important de connaître l'emplacement exact du puits de vis avant de démonter. S'il n'est pas visible, il peut être nécessaire de percer à travers la surface occlusale et parfois de réaliser des examens radiographiques pour repérer l'axe de l'implant.</li></ul>

- **Technique de scellement connue :** Le processus de scellement est similaire à celui utilisé pour les dents naturelles, ce qui permet de bénéficier de techniques éprouvées et bien connues des praticiens.
- **Adapté aux corrections d'axe :** Permet de corriger l'axe de la prothèse par rapport à l'implant, utile lorsque l'émergence de la vis est inesthétique ou compromet la stabilité. Jusqu'à 20° d'angle est considéré acceptable.
- **Risque de descellement :** Ce problème peut survenir si les techniques de scellement ne sont pas bien maîtrisées, en particulier lors d'un mauvais équilibrage des forces occlusales.
- **Besoins de hauteur et de conicité :** Pour garantir la rétention, il est essentiel d'avoir un pilier bien préparé, avec une hauteur minimale de 6 mm et une conicité adéquate pour assurer la stabilité de la prothèse

### Prothèse transvissée

Les prothèses transvissées sont composées de la couronne et du pilier en un seul et même bloc qui sera vissé directement dans l'implant.

Cf. Cours de 5<sup>ème</sup> année d'Odontologie par le Dr. EXBRAYAT Patrick

Avantages	Inconvénients
<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ <b>Rétention améliorée avec une faible hauteur prothétique (4 mm) :</b> Lorsque la rétention est insuffisante pour une prothèse scellée, notamment en raison de la hauteur limitée ou de la résorption osseuse importante, une prothèse transvissée est souvent préférable pour minimiser les risques d'échec.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ <b>Altération de la morphologie :</b> La présence de la vis peut modifier la forme de la couronne, nécessitant un espace d'environ 2,5 mm, ce qui peut être problématique sur des dents de petite taille comme les prémolaires (dont la face occlusale est de 6 à 7 mm).</li> </ul>

- **Facilité de démontage :** Le démontage est simplifié pour la maintenance, les ajustements ou le nettoyage. Idéal pour les patients souffrant de bruxisme ou présentant des restaurations fréquemment endommagées.
- **Risque de desserrage de la vis :** Les vis de fixation peuvent se desserrer au fil du temps, nécessitant des interventions pour les resserrer, sauf dans le cas de certaines restaurations comme les bridges sur piliers.
- **Réduction des risques liés au ciment :** L'absence de ciment évite les problèmes potentiels d'excès qui peuvent provoquer des inflammations péri-implantaires. Des précautions comme l'application de vaseline ou de glycérine peuvent aider à éliminer tout excès de matériau.
- **Extension de l'axe implantaire :** La trajectoire de la vis de fixation est influencée par la position de l'implant, ce qui nécessite une planification précise lors de la pose de l'implant pour garantir une bonne orientation et un assemblage correct.
- **Convient aux bridges sur pilier :** Les prothèses transvissées peuvent être adaptées à des restaurations plus complexes, comme les bridges sur pilier. Elles permettent des corrections d'axe dans des cas d'édentation totale ou partielle avec une faible hauteur osseuse.
- **Problèmes d'étanchéité :** La zone d'émergence de la vis peut présenter des fuites ou permettre une infiltration bactérienne, ce qui nécessite une vigilance accrue pour maintenir l'hygiène.
- **Encombrement du puit de vis :** La taille du trou d'accès pour la vis (généralement entre 1,9 et 2,3 mm) peut poser problème sur les petites dents, comme les prémolaires, où il occupe une proportion importante de la surface occlusale.

## FRACTURE

Les fractures implantaire représentent une préoccupation majeure dans le domaine de l'implantologie orale, notamment en raison de l'augmentation de la zircone comme alternative au titane. Ce matériau, plébiscité pour ses qualités esthétiques et sa biocompatibilité, soulève cependant des questions quant à sa résistance mécanique et sa durabilité à long terme.

Des études précliniques et cliniques sont donc essentielles pour évaluer cette résistance, mettant en œuvre des tests de fracture spécifiques pour déceler les limites de chaque conception d'implant. Ces investigations permettent non seulement de déterminer les performances mécaniques réelles de la zircone mais aussi d'identifier les causes potentielles de fractures, comme les contraintes occlusales excessives, les défauts de fabrication, ou encore les insuffisances dans le processus d'ostéointégration.

Cette compréhension approfondie est cruciale pour le développement de solutions implantaires en zircone plus résilientes, garantissant ainsi une meilleure durabilité et sécurité pour les patients.

Après avoir établi les bases de la résistance à la fracture des implants en zircone, il est crucial de les comparer au titane, le matériau de référence en implantologie orale. Cette comparaison permet de mettre en perspective les avantages et les limitations de chacun, guidant les choix cliniques vers des solutions plus sûres et efficaces. Le titane, reconnu pour sa durabilité exceptionnelle et son intégration osseuse sans faille, sert de benchmark pour évaluer les innovations, incitant à une amélioration continue des matériaux et des techniques implantaires.

### I. Tests de fracture

Les tests de fracture jouent un rôle crucial dans l'évaluation de la performance des matériaux utilisés en implantologie dentaire.

La norme ISO 14801 est spécifiquement conçue pour encadrer ces tests, fournissant un cadre méthodologique pour évaluer la résistance à la fracture des implants dentaires sous l'effet de différentes charges mécaniques.

Cette norme permet de standardiser les procédures d'essai, assurant ainsi la fiabilité et la comparabilité des résultats à travers différents laboratoires et études.

Ce protocole inclut la simulation des conditions de mastication et de charge que les implants subiraient dans la cavité buccale.

Cette norme encadre les essais de résistance à la fatigue des implants dentaires en définissant des critères spécifiques pour leur évaluation.

Ces critères incluent :

- Conditions d'ancrage des implants : elle spécifie comment fixer les implants dans des blocs de test pour simuler leur positionnement dans la mâchoire.
- Chargement des implants : elle détermine la manière dont les forces doivent être appliquées sur les implants, généralement sous plusieurs angles pour refléter les contraintes masticatoires naturelles.
- Cycles de chargement : elle définit le nombre de cycles de chargement à appliquer pour tester la fatigue à long terme.
- Mesure des déformations : les méthodes de mesure des déformations ou des ruptures sous chargement sont également précisées.

Critère	Description
Ancrage des implants	Les implants doivent être fixés dans des blocs de test qui imitent les propriétés biomécaniques de l'os humain. Les blocs sont généralement constitués de résine qui présentent une densité et une résistance comparable à celles de l'os maxillaire ou mandibulaire.
Chargement des implants	Les implants testés sont chargés de manière axiale et oblique (jusqu'à 30 °) pour simuler les forces masticatoires verticales et latérales.
Cycles de chargement	Les implants subissent des cycles de chargement pour tester leur endurance sous des charges répétées, simulant ainsi les conditions masticatoires prolongées. Le nombre minimal de cycles est de 5 millions. La fréquence des charges ne doit pas excéder 14 Hz pour s'assurer que les tests soient réalistes par rapport aux conditions masticatoires normales.
Mesure des déformations	Des capteurs et dispositifs de mesure sont utilisés pour enregistrer les déformations de l'implant lorsqu'il est soumis à différentes forces, pour évaluer sa résilience et sa durabilité.

Ces essais ont pour but de garantir que les implants dentaires peuvent résister à des charges répétées sur une période prolongée sans rupture, assurant ainsi leur durabilité et leur sécurité pour l'usage clinique.

## II. Causes de fractures des implants en zircone

D'après une méta-analyse de 2019 (87) :

### ▪ **Design implantaire**

Huit études ont analysé les implants en zircone monobloc, tandis que 6 autres se sont focalisées sur les implants en deux pièces. Des recherches supplémentaires ont examiné une combinaison des deux types.

Les résultats ont montré que les implants monobloc présentaient une résistance à la fracture nettement supérieure ( $431,9 \pm 151,0$  Ncm) comparativement aux implants deux pièces ( $291,7 \pm 162,4$  Ncm), révélant une différence statistiquement significative.

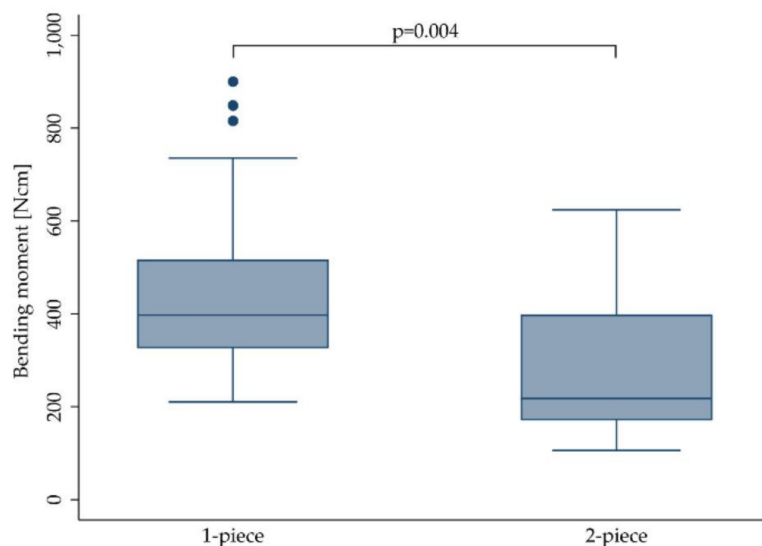


Figure 7 - Fracture Resistance of Zirconia Oral Implants In Vitro: A Systematic Review and Meta-Analysis. Bethke et al. Diagramme en boîte montrant le moment de flexion au moment de la fracture pour les implants en zircone 1 et 2 pièces.

Ce résultat a été confirmé dans une méta-analyse de 2023 (88).

Les données y montrent que les implants en 2 pièces présentent un taux d'échec plus élevé, avec 7,5 % contre 4,1 % pour les implants monoblocs.

Cette différence de taux de survie est statistiquement significative, soulignant une plus grande vulnérabilité des implants en 2 pièces. Cette distinction ne varie pas significativement entre le maxillaire et la mandibule, indiquant que la localisation de l'implant n'influence pas la survie de manière significative.

#### ▪ **Matériau implantaire**

Les tests ont montré que les implants ATZ ( $418,7 \pm 106,0$  Ncm) résistent mieux aux fractures que les implants Y-TZP ( $378,7 \pm 160,1$  Ncm).

Cette résistance est particulièrement notable pour les implants monobloc, où le type de matériau influence significativement la résistance à la fracture, contrairement aux implants en deux pièces qui montrent une résistance similaire indépendamment du matériau utilisé.

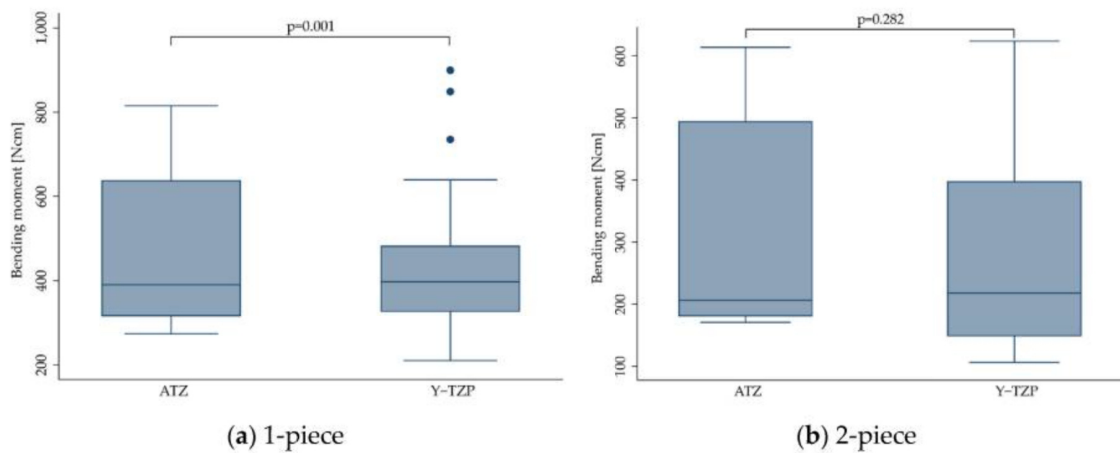


Figure 8 - Fracture Resistance of Zirconia Oral Implants In Vitro: A Systematic Review and Meta-Analysis. Bethke et al. Diagramme en boîte montrant le moment de flexion au moment de la fracture en fonction du matériau pour les implants en zircone à 1 et 2 pièces.

### ▪ Procédé de fabrication

La majorité des implants étudiés ont été fabriqués par soustraction (n = 591 implants), tandis que le moulage par injection de céramique (CIM) a été employé pour 120 implants.

Les analyses ont montré que la méthode de fabrication n'influence pas significativement la résistance à la fracture des implants, avec des résultats de  $397,5 \pm 177,4$  Ncm pour la méthode soustractive et de  $364,8 \pm 116,7$  Ncm pour le CIM, sans différence statistique notable ( $p > 0,095$ ).

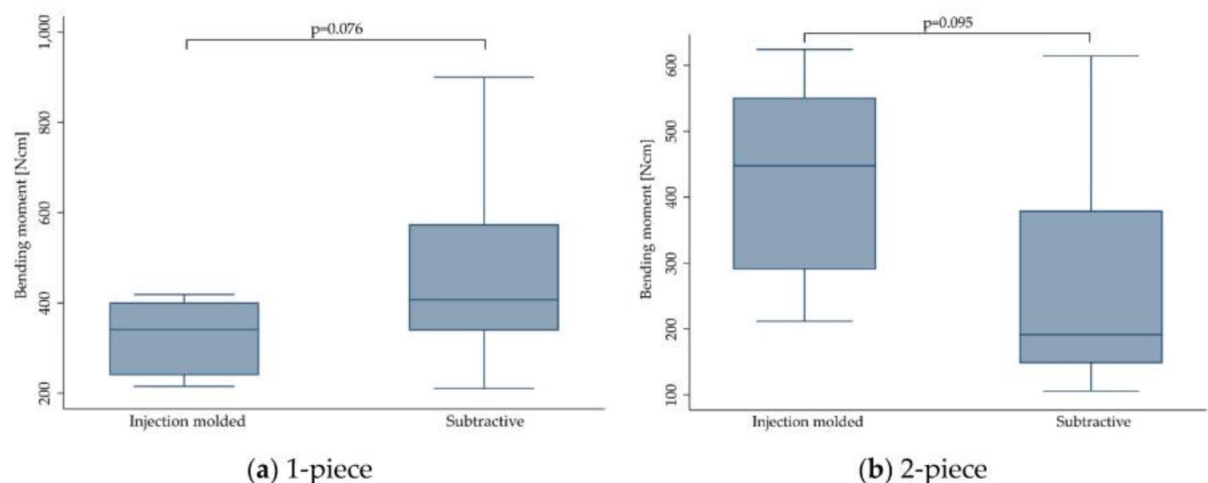


Figure 9 - Fracture Resistance of Zirconia Oral Implants In Vitro: A Systematic Review and Meta-Analysis. Bethke et al. Diagramme en boîte montrant le moment de flexion au moment de la fracture en fonction de la méthode de fabrication pour les implants en zircone 1 et 2 pièces.

### ▪ **Diamètre implantaire**

Aucune différence statistiquement significative n'a été observée concernant la résistance à la fracture des implants en fonction de leur diamètre, variant de 3 à 5 mm ( $p = 0,327$ ), même après une stratification par type d'implant en une ou deux pièces.

Les données spécifiques sur les implants de 3 et 5 mm sont limitées, avec respectivement 15 et 41 implants analysés.

Les résultats pour les implants de 4 mm, plus courants, montrent une résistance à la fracture moyenne de  $394,9 \pm 170,4$  Ncm.

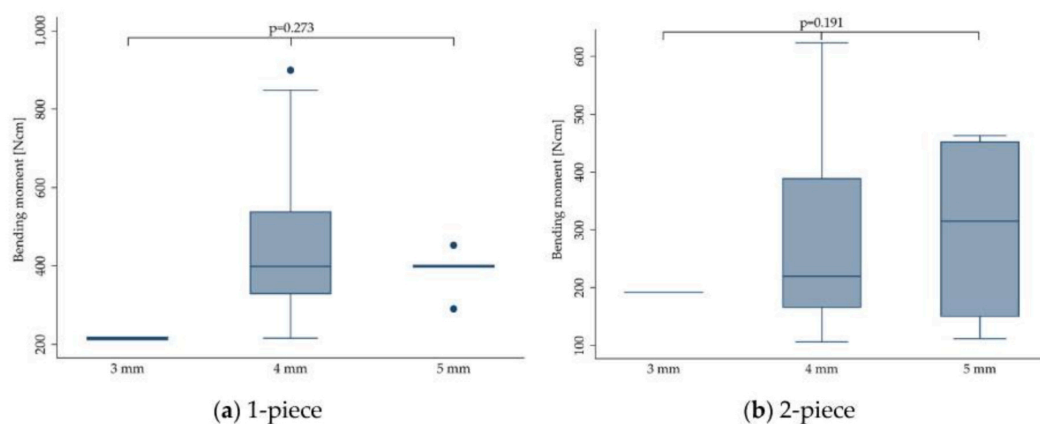


Figure 10 - Fracture Resistance of Zirconia Oral Implants In Vitro : A Systematic Review and Meta-Analysis. Bethke et al. Diagramme en boîte montrant le moment de flexion au moment de la fracture en fonction du diamètre de l'implant pour les implants en zirconie à 1 et 2 pièces.

### ▪ **Présence d'une couronne anatomique**

Parmi les 731 implants analysés, 209 ont été équipés d'une couronne anatomique, majoritairement en céramique.

Les implants restants n'ont pas été restaurés mais directement chargés sur un pilier ou munis d'un hémisphère non anatomique en acier inoxydable.

Les résultats montrent que l'utilisation de couronnes anatomiques ( $237,5 \pm 96,6$  Ncm) réduit significativement la résistance des implants comparativement aux implants sans couronne ou avec un hémisphère ( $455,2 \pm 147,7$  Ncm,  $p < 0,0001$ ), surtout pour les implants en deux pièces.

Pour les implants monobloc, la couronne n'a pas statistiquement influencé la résistance ( $p = 0,080$ ).

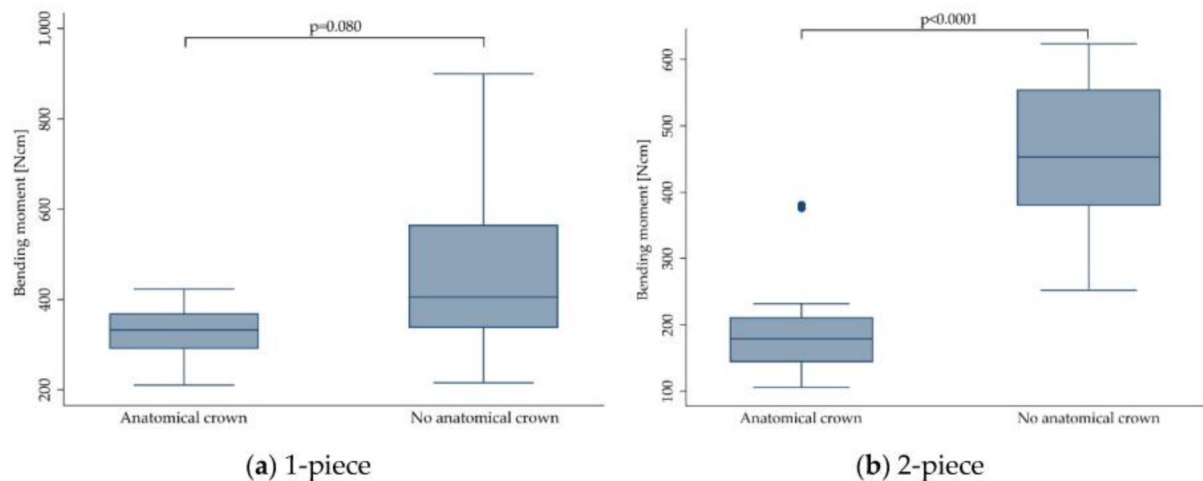


Figure 11 - Fracture Resistance of Zirconia Oral Implants In Vitro : A Systematic Review and Meta-Analysis. Bethke et al. Diagramme en boîte montrant le moment de flexion au moment de la fracture en fonction de la couronne pour les implants en zircone à 1 et 2 pièces.

#### ▪ Préparation du pilier implantaire

Dans l'étude des implants monobloc (n = 495), 112 piliers ont subi une préparation par meulage, tandis que les autres sont restés intacts jusqu'à la fracture.

Cette préparation visait à simuler la mise en place d'implants monoblocs dans les régions antérieures de la bouche.

Les piliers meulés ( $411,3 \pm 126,2$  Ncm) ont montré une résistance à la fracture significativement réduite comparée aux piliers non préparés ( $436,5 \pm 156,5$  Ncm,  $p < 0,0001$ ).

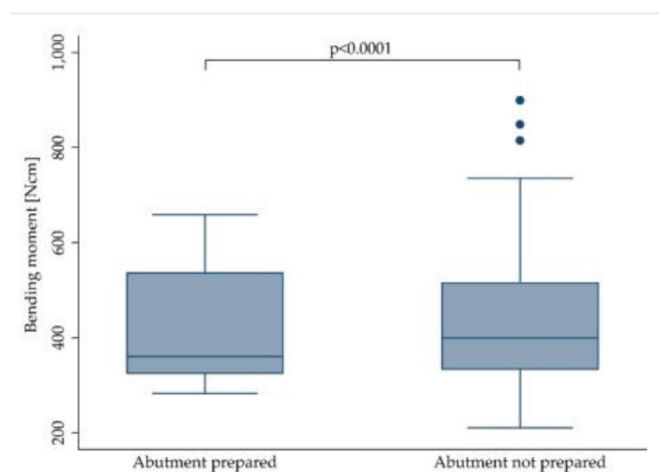


Figure 12 - Fracture Resistance of Zirconia Oral Implants In Vitro : A Systematic Review and Meta-Analysis. Bethke et al. Diagramme en boîte montrant le moment de flexion au moment de la fracture en fonction de la préparation du pilier pour un implant en zircone 1 pièce.

### ▪ **Mode de fixation**

Parmi les 236 implants à deux pièces étudiés, 159 ont été transvissés (vis principalement en titane mais aussi en or ou en PEEK), les 77 autres ont été scellés.

La résistance à la fracture n'a montré aucune différence significative entre les implants transvissés ( $327,5 \pm 179,0$  Ncm) et ceux scellés ( $217,0 \pm 86,0$  Ncm), indiquant donc que le type de rétention n'influence pas significativement cette résistance.

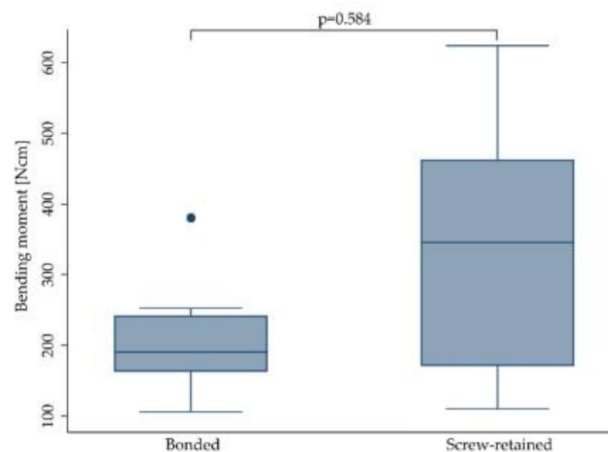


Figure 13 - Fracture Resistance of Zirconia Oral Implants In Vitro : A Systematic Review and Meta-Analysis. Bethke et al. Diagramme en boîte montrant le moment de flexion au moment de la fracture en fonction de la connexion implant-pilier.

### ▪ **Traitement thermique**

Groupe non traité : 297 implants sans aucun traitement préalable, testés directement jusqu'à la fracture

Groupe haute température (HT) : 124 implants traités entre 60 et 134 °C pour des durées variées, utilisés aussi pendant la mise en charge dynamique.

Groupe cyclage thermique (TC) : 310 implants exposés à des températures alternant entre 5 et 55 °C, principalement sous mise en charge dynamique.

Ni les traitements HT ( $392,9 \pm 115,9$  Ncm) ni TC ( $355,5 \pm 171,7$  Ncm) n'ont montré de différence significative dans la résistance à la fracture comparativement au groupe non traité ( $406,2 \pm 180,4$  Ncm).

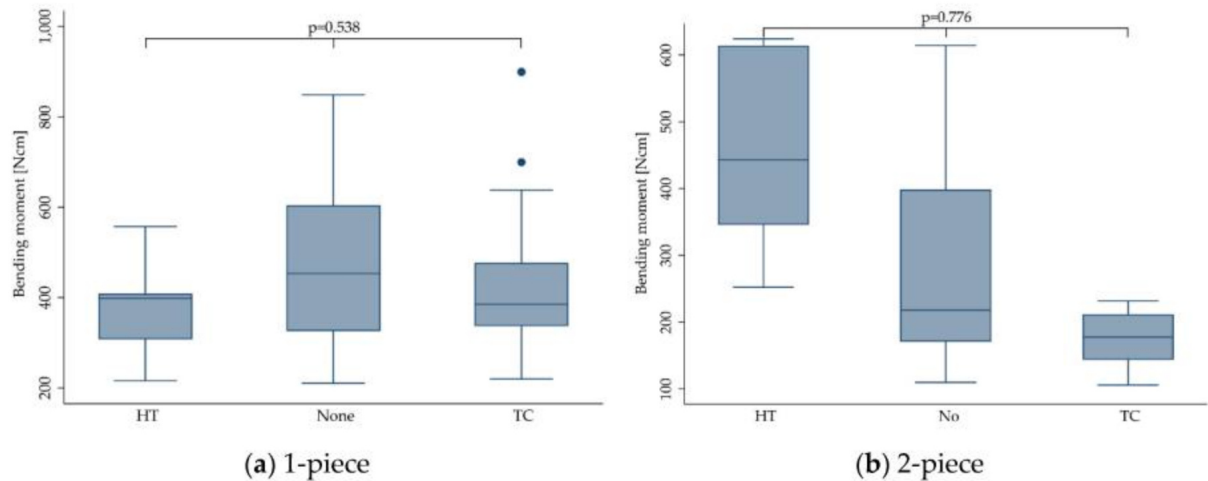


Figure 14 - Fracture Resistance of Zirconia Oral Implants In Vitro : A Systematic Review and Meta-Analysis. Bethke et al. Diagramme en boîte montrant le moment de flexion au moment de la fracture en fonction des conditions de vieillissement thermique pour les implants en zircone à 1 et 2 pièces.

### ■ Mise en charge dynamique

Groupes comparés :

- Non charge dynamiquement : implants n'ayant subi aucune mise en charge dynamique
- Chargés dynamiquement : implants soumis à une mise en charge dynamique

Critères de mise en charge dynamique :

- Charge appliquée : la charge variait de 45 à plus 500 N
- Quantité de cycles : les cycles de mise en charge variaient de 1,2 million à 10 millions de cycles

6 groupes distincts ont été créés en fonction de la charge appliquée et de la quantité de cycles.

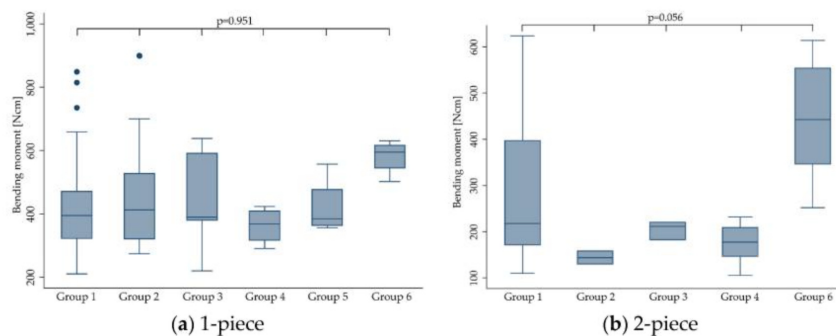


Figure 15 - Fracture Resistance of Zirconia Oral Implants In Vitro : A Systematic Review and Meta-Analysis. Bethke et al. Diagramme en boîte montrant le moment de flexion au moment de la fracture en fonction des conditions de charge dynamique selon la charge appliquée et le nombre de cycles pour les implants en zircone à 1 et 2 pièces.

Tableau récapitulatif

Critère	Groupes comparés	Impact global	Impact séparé sur une pièce	Impact séparé sur 2 pièces	Différence statistiquement significative
Design implantaire	1 pièce vs 2 pièces	1 pièce > 2 pièces	NA	NA	Oui
Matériau	Y-TZP vs ATZ	ATZ > Y-TZP	ATZ > Y-TZP	Aucun impact observable	Oui pour global et monobloc
Procédé de fabrication	Soustractif vs CIM	Aucun impact observable	NA	NA	Non
Diamètre implantaire	3 mm, 4 mm, 5 mm	Aucun impact observable	Aucun impact observable	Aucun impact observable	Non
Présence de couronne anatomique	Avec vs sans couronne	Sans > avec	Aucun impact observable	Sans > avec	Oui pour global et 2 pièces
Préparation du pilier	Préparé vs non préparé	Non préparé > préparé	Non préparé > préparé	Aucun impact observable	Oui pour global et 1 pièce
Connexion implant-pilier	Transvissé vs scellé	Aucun impact observable	Aucun impact observable	Aucun impact observable	Non
Vieillissement thermique	Non traité vs HT vs TC	Aucun impact observable	Aucun impact observable	Aucun impact observable	Non
Mise en charge dynamique	Avec vs sans	Aucun impact observable	Aucun impact observable	Affecté par la quantité de cycles	Oui pour 2 pièces (selon la quantité de cycles)

Globalement, les implants monoblocs se révèlent plus résistants à la fracture que les 2 pièces, bien que des résultats prometteurs aient été observés pour ces derniers.

Concernant les implants monoblocs, ceux en ATZ surpassent ceux en Y-TZP en termes de résistance.

La modification des piliers sur les implants monoblocs peut réduire leur résistance et devrait donc être évitée.

En effet, la préparation de la zircone peut altérer ses propriétés mécaniques et physiques en induisant une transformation de la phase tétragonale en monoclinique.

La capacité de cicatrisation de la zircone tétragonale est alors perdue, ce qui augmente le risque de fracture lorsque la force exercée devient trop grande.

La norme ISO 14801 souligne que les couronnes anatomiques peuvent diminuer la résistance à la fracture des implants en zircone comparativement aux configurations non anatomiques.

Des études complémentaires sont nécessaires pour préciser les protocoles optimaux d'hydrothermo vieillissement et de mise en charge dynamique.

Plus récemment, Mohseni (88) et son équipe ont publié une méta-analyse traitant des résultats cliniques et plus particulièrement des causes d'échec des implants en zircone.

Cette étude a révélé que la majorité des échecs d'implants en zircone se produisent durant la première année suivant la pose.

Parmi les 172 échecs rapportés, 26 étaient dus à des fractures d'implants, dont 25 sont survenues sur des modèles désormais retirés du marché.

Ces fractures représentent seulement 0,65 % des 4017 implants analysés, un chiffre comparable aux taux de 0,44 % de fractures observé sur plus de 10 000 implants en titane dans une autre recherche (89).

Une étude *in vitro* (43) sur la résistance à la fracture des implants en zircone a révélé que la préparation et la charge cyclique peuvent diminuer leur résistance. Néanmoins, même après des périodes prolongées de mise en charge artificielle, les plus faibles valeurs de résistance à la fracture observées dans cette étude semblaient suffisantes pour supporter les forces occlusales normales (90).

Les forces de mastication peuvent varier considérablement, allant de 60 à 75 N pour les dents antérieures et de 110 à 125 N pour les dents postérieures (91,92), influencées également par des facteurs tels que l'âge, le sexe, la taille musculaire, l'état de la denture, la morphologie osseuse et les habitudes parafunctionnelles telles que le bruxisme (93).

Ce dernier peut induire une force de morsure nocturne surpassant de loin la force de morsure volontaire maximale (94).

Dans une étude *in vitro* ultérieure (95), la résistance à la fatigue et à la rupture des implants en zircone de différents diamètres a été examinée.

Il a été constaté que tous les implants de 3,0 mm de diamètre échouaient lors des tests de fatigue, tandis que les implants de plus gros diamètre affichaient de meilleures performances.

Les fractures implantaire, bien que rares, représentent une cause majeure d'échec implantaire et sont influencées par plusieurs facteurs intrinsèques et extrinsèques. Les implants en zircone montrent une susceptibilité accrue aux fractures par rapport aux implants en titane, en raison de la nature céramique du matériau. Parmi les principales causes identifiées, le design implantaire joue un rôle central : les implants monoblocs en zircone présentent une meilleure résistance à la fracture ( $431,9 \pm 151,0$  Ncm) que les implants en deux pièces ( $291,7 \pm 162,4$  Ncm), mettant en évidence une vulnérabilité accrue des modèles en plusieurs parties.

Le matériau utilisé influe également sur la résistance à la fracture. Les implants en ATZ (Alumina Toughened Zirconia) offrent une meilleure performance mécanique ( $418,7 \pm 106,0$  Ncm) par rapport aux implants en Y-TZP (Yttria-stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals), suggérant que le renforcement par l'alumine améliore la tolérance aux charges occlusales.

Les méthodes de fabrication, bien que variées, n'ont pas montré de différence significative en termes de résistance, les implants fabriqués par soustraction et ceux par moulage par injection de céramique ayant des performances similaires. Enfin, la préparation du pilier implantaire, en particulier le meulage des piliers monoblocs, compromet la résistance à la fracture en altérant la structure cristalline de la zircone, augmentant ainsi le risque de rupture sous des charges élevées.

En conclusion, les fractures des implants en zircone sont souvent liées à une combinaison de facteurs, incluant le design implantaire, le choix du matériau, et les procédés de fabrication, nécessitant une planification minutieuse et des techniques de manipulation adaptées pour minimiser ces risques.

## DÉPOSE IMPLANTAIRE

Dans certaines situations cliniques, le retrait d'un implant dentaire devient nécessaire, que ce soit en raison de complications biologiques (péri-implantite, réaction allergique), mécaniques (fracture implantaire) ou liées au matériau.

Le choix de la méthode de dépose dépend largement de la nature de l'implant, notamment du matériau utilisé. Les implants en titane et en zircone, qui diffèrent par leurs propriétés mécaniques et comportement clinique, exigent des approches spécifiques pour préserver les tissus environnants et limiter les impacts sur le site implantaire.

Les implants en titane, réputés pour leur résistance mécanique élevée, nécessitent souvent des méthodes invasives pour surmonter leur forte ostéointégration. En revanche, les implants en zircone, plus fragiles, permettent souvent une extraction moins invasive, mais leur risque de fracture exige des précautions spécifiques.

Critère	Titane	Zircone
Robustesse	Très élevée	Modérée
Techniques privilégiées	Torsion, ostéotomie, piézotomie	Torsion, piézotomie, fragmentation
Invasivité globale	Moyenne à élevée	Faible à moyenne (si fracture évitée)
Préservation osseuse	Moins fréquente (selon méthode choisie)	Plus facile à préserver mais attention aux fractures

En conclusion, le choix des techniques de dépose est dicté par le matériau de l'implant, la situation clinique et l'objectif de préserver l'os péri-implantaire. Les implants en titane nécessitent souvent des approches plus invasives, tandis que les implants en zircone offrent une dépose potentiellement moins destructrice (à condition d'éviter les fractures), bien que limitée par le risque de fracture plus élevé.

Des études à haut niveau de preuve sont nécessaires dans le futur afin de statuer sur cette question.

## CONCLUSION

Le choix des matériaux implantaires, qu'il s'agisse du titane ou de la zircone, est déterminant pour le succès à long terme des traitements implantologiques. Le titane, grâce à sa robustesse et à son excellente ostéointégration, reste un pilier de l'implantologie moderne. Cependant, ses limitations incluent la libération de particules métalliques via des processus de tribocorrosion, favorisant une réponse inflammatoire accrue et un risque accru de péri-implantites. De plus, bien que rare, l'allergie au titane constitue une complication biologique à ne pas négliger.

La zircone, en revanche, se distingue par une biocompatibilité supérieure, une moindre adhésion bactérienne, et une meilleure intégration aux tissus mous. Ces caractéristiques en font un matériau particulièrement adapté aux situations nécessitant une esthétique irréprochable et une préservation optimale des tissus péri-implantaires. Toutefois, des défis subsistent, notamment en lien avec sa fragilité et sa sensibilité au vieillissement, soulignant la nécessité de recherches continues.

Une approche personnalisée et intégrée, exploitant les forces respectives de ces matériaux, pourrait offrir des solutions adaptées aux besoins cliniques variés. Le titane demeure idéal dans les cas exigeant une robustesse mécanique élevée, tandis que la zircone se révèle être une alternative de choix pour minimiser les complications péri-implantaires et améliorer l'esthétique des restaurations. Cette complémentarité ouvre la voie à une implantologie mieux adaptée aux attentes des praticiens et des patients.

Pour guider le choix du matériau implantologique en fonction des situations cliniques, un arbre décisionnel ainsi qu'un tableau de score sont proposés :

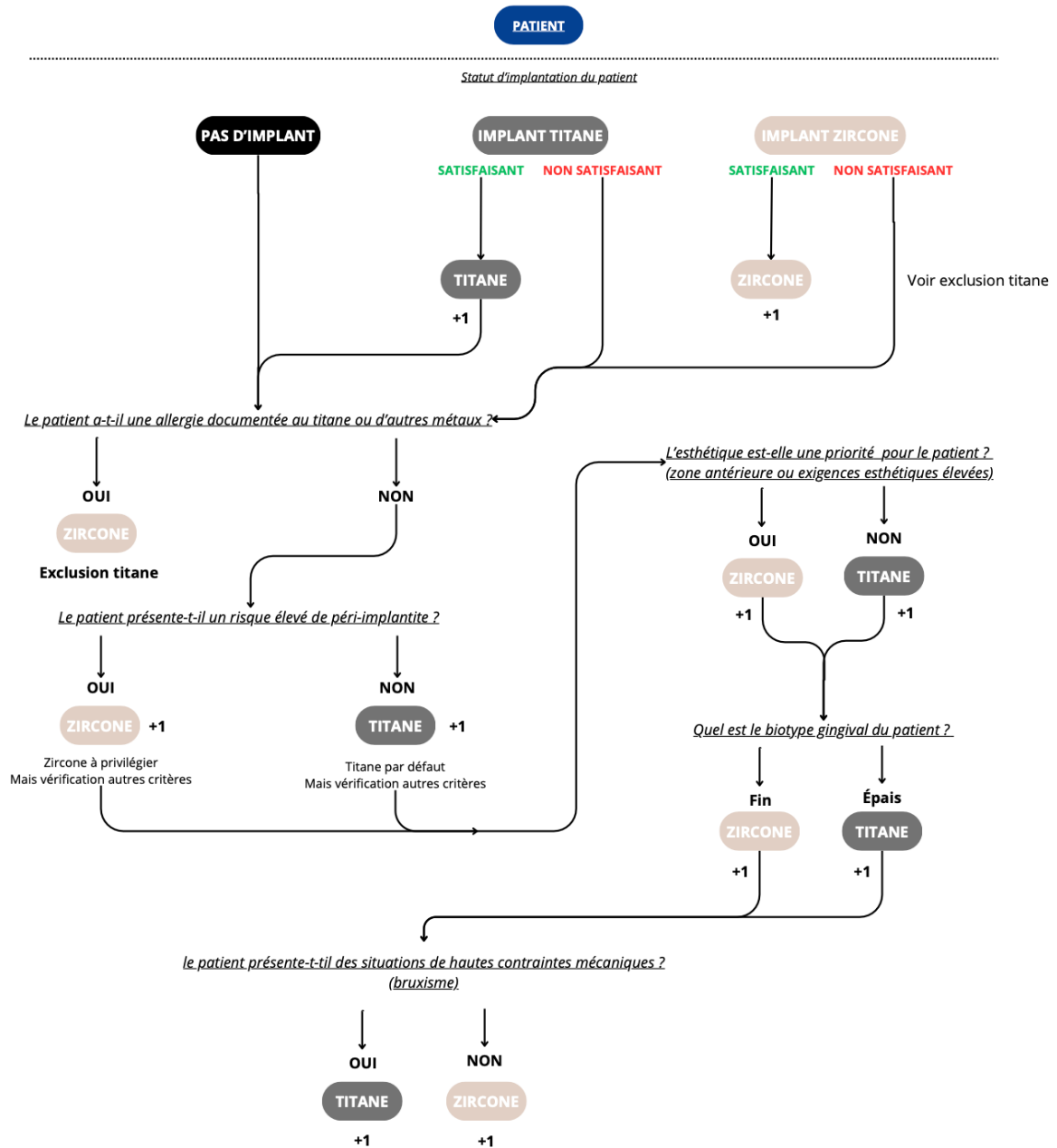


Tableau score de choix

	Titane	Zircone
Allergie	Exclusion	0 ou 1
Péri-implantite	0 ou 1	0 ou 1
Esthétique	0 ou 1	0 ou 1
Biotype	0 ou 1	0 ou 1
Facteurs occlusaux et mécaniques	0 ou 1	0 ou 1
Total	...	...

En conclusion, bien que la zircone offre des avantages sur plusieurs aspects, son utilisation à grande échelle est limitée par un manque de recul clinique à long terme. Le titane reste le matériau de choix en raison de son efficacité clinique et de sa fiabilité éprouvée, tandis que la zircone est recommandée dans des cas spécifiques, notamment pour les patients allergiques au titane ou lorsque l'esthétique est une priorité absolue. Poursuivre la recherche sur la zircone est essentiel pour évaluer pleinement son potentiel à remplacer le titane à l'avenir.

## RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

1. Berglundh T, Abrahamsson I, Welander M, Lang NP, Lindhe J. Morphogenesis of the peri-implant mucosa: an experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res.* févr 2007;18(1):1-8.
2. Dreyer H, Grischke J, Tiede C, Eberhard J, Schweitzer A, Toikkanen SE, et al. Epidemiology and risk factors of peri-implantitis: A systematic review. *J Periodontol Res.* oct 2018;53(5):657-81.
3. Heitz-Mayfield LJA, Heitz F, Lang NP. Implant Disease Risk Assessment IDRA-a tool for preventing peri-implant disease. *Clin Oral Implants Res.* avr 2020;31(4):397-403.
4. Zitzmann NU, Berglundh T. Definition and prevalence of peri-implant diseases. *J Clin Periodontol.* sept 2008;35(s8):286-91.
5. Lee CT, Huang YW, Zhu L, Weltman R. Prevalences of peri-implantitis and peri-implant mucositis: systematic review and meta-analysis. *J Dent.* juill 2017;62:1-12.
6. Sicilia A, Cuesta S, Coma G, Arregui I, Guisasola C, Ruiz E, et al. Titanium allergy in dental implant patients: a clinical study on 1500 consecutive patients. *Clin Oral Implants Res.* août 2008;19(8):823-35.
7. Forte G, Petrucci F, Bocca B. Metal allergens of growing significance: epidemiology, immunotoxicology, strategies for testing and prevention. *Inflamm Allergy Drug Targets.* sept 2008;7(3):145-62.
8. Müller K, Valentine-Thon E. Hypersensitivity to titanium: clinical and laboratory evidence. *Neuro Endocrinol Lett.* déc 2006;27 Suppl 1:31-5.
9. Niki Y, Matsumoto H, Otani T, Yatabe T, Kondo M, Yoshimine F, et al. Screening for symptomatic metal sensitivity: a prospective study of 92 patients undergoing total knee arthroplasty. *Biomaterials.* mars 2005;26(9):1019-26.
10. Larsen ST, Roursgaard M, Jensen KA, Nielsen GD. Nano titanium dioxide particles promote allergic sensitization and lung inflammation in mice. *Basic Clin Pharmacol Toxicol.* févr 2010;106(2):114-7.
11. Müller-Heupt LK, Schiegnitz E, Kaya S, Jacobi-Gresser E, Kämmerer PW, Al-Nawas B. Diagnostic tests for titanium hypersensitivity in implant dentistry: a systematic review of the literature. *Int J Implant Dent.* 11 juill 2022;8(1):29.
12. Wilson TG, Valderrama P, Burbano M, Blansett J, Levine R, Kessler H, et al. Foreign bodies associated with peri-implantitis human biopsies. *J Periodontol.* janv 2015;86(1):9-15.
13. Fretwurst T, Buzanich G, Nahles S, Woelber JP, Riesemeier H, Nelson K. Metal elements in tissue with dental peri-implantitis: a pilot study. *Clin Oral Implants Res.* sept 2016;27(9):1178-86.
14. Olmedo DG, Nalli G, Verdú S, Paparella ML, Cabrini RL. Exfoliative cytology and titanium dental implants: a pilot study. *J Periodontol.* janv 2013;84(1):78-83.
15. Bashutski JD, D'Silva NJ, Wang HL. Implant compression necrosis: current understanding and case report. *J Periodontol.* avr 2009;80(4):700-4.
16. Eriksson AR, Albrektsson T, Albrektsson B. Heat caused by drilling cortical bone. Temperature measured in vivo in patients and animals. *Acta Orthop Scand.* déc 1984;55(6):629-31.
17. Trisi P, Perfetti G, Baldoni E, Berardi D, Colagiovanni M, Scogna G. Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. *Clin Oral Implants Res.* mai 2009;20(5):467-71.

18. Sridhar S, Abidi Z, Wilson TG, Valderrama P, Wadhwani C, Palmer K, et al. In Vitro Evaluation of the Effects of Multiple Oral Factors on Dental Implants Surfaces. *J Oral Implantol.* juin 2016;42(3):248-57.
19. Deppe H, Wolff C, Bauer F, Ruthenberg R, Sculean A, Mücke T. Dental implant surfaces after insertion in bone: an in vitro study in four commercial implant systems. *Clin Oral Investig.* avr 2018;22(3):1593-600.
20. Liu Y, Wang J. Influences of microgap and micromotion of implant-abutment interface on marginal bone loss around implant neck. *Arch Oral Biol.* nov 2017;83:153-60.
21. Schwarz F, Sahm N, Iglhaut G, Becker J. Impact of the method of surface debridement and decontamination on the clinical outcome following combined surgical therapy of peri-implantitis: a randomized controlled clinical study. *J Clin Periodontol.* mars 2011;38(3):276-84.
22. Licausi MP, Igual Muñoz A, Amigó Borrás V. Influence of the fabrication process and fluoride content on the tribocorrosion behaviour of Ti6Al4V biomedical alloy in artificial saliva. *J Mech Behav Biomed Mater.* avr 2013;20:137-48.
23. Sutow EJ, Jones DW, Milne EL. In vitro crevice corrosion behavior of implant materials. *J Dent Res.* mai 1985;64(5):842-7.
24. Wheelis SE, Gindri IM, Valderrama P, Wilson TG, Huang J, Rodrigues DC. Effects of decontamination solutions on the surface of titanium: investigation of surface morphology, composition, and roughness. *Clin Oral Implants Res.* mars 2016;27(3):329-40.
25. Sridhar S, Wilson TG, Palmer KL, Valderrama P, Mathew MT, Prasad S, et al. In Vitro Investigation of the Effect of Oral Bacteria in the Surface Oxidation of Dental Implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* oct 2015;17 Suppl 2:e562-575.
26. Scarano A, Valbonetti L, Degidi M, Pecci R, Piattelli A, de Oliveira PS, et al. Implant-Abutment Contact Surfaces and Microgap Measurements of Different Implant Connections Under 3-Dimensional X-Ray Microtomography. *Implant Dent.* oct 2016;25(5):656-62.
27. Obando-Pereda GA, Fischer L, Stach-Machado DR. Titanium and zirconia particle-induced pro-inflammatory gene expression in cultured macrophages and osteolysis, inflammatory hyperalgesia and edema in vivo. *Life Sci.* 3 mars 2014;97(2):96-106.
28. Wachi T, Shuto T, Shinohara Y, Matono Y, Makihiro S. Release of titanium ions from an implant surface and their effect on cytokine production related to alveolar bone resorption. *Toxicology.* 2 janv 2015;327:1-9.
29. Parr GR, Gardner LK, Toth RW. Titanium: the mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. *J Prosthet Dent.* sept 1985;54(3):410-4.
30. Bi Y, Van De Motter RR, Ragab AA, Goldberg VM, Anderson JM, Greenfield EM. Titanium particles stimulate bone resorption by inducing differentiation of murine osteoclasts. *J Bone Joint Surg Am.* avr 2001;83(4):501-8.
31. Cadosch D, Chan E, Gautschi OP, Meagher J, Zellweger R, Filgueira L. Titanium IV ions induced human osteoclast differentiation and enhanced bone resorption in vitro. *J Biomed Mater Res A.* oct 2009;91(1):29-36.
32. Suárez-López Del Amo F, Garaicoa-Pazmiño C, Fretwurst T, Castilho RM, Squarize CH. Dental implants-associated release of titanium particles: A systematic review. *Clin Oral Implants Res.* nov 2018;29(11):1085-100.
33. Mombelli A, Hashim D, Cionca N. What is the impact of titanium particles and biocorrosion on implant survival and complications? A critical review. *Clin Oral Implants Res.* oct 2018;29 Suppl 18:37-53.

34. ten Harkel B, Schoenmaker T, Picavet DI, Davison NL, de Vries TJ, Everts V. The Foreign Body Giant Cell Cannot Resorb Bone, But Dissolves Hydroxyapatite Like Osteoclasts. *PloS One*. 2015;10(10):e0139564.
35. Brodbeck WG, Macewan M, Colton E, Meyerson H, Anderson JM. Lymphocytes and the foreign body response: lymphocyte enhancement of macrophage adhesion and fusion. *J Biomed Mater Res A*. 1 août 2005;74(2):222-9.
36. Makihira S, Mine Y, Nikawa H, Shuto T, Iwata S, Hosokawa R, et al. Titanium ion induces necrosis and sensitivity to lipopolysaccharide in gingival epithelial-like cells. *Toxicol Vitro Int J Publ Assoc BIBRA*. oct 2010;24(7):1905-10.
37. von Baehr V, Mayer W, Liebenthal C, von Baehr R, Bieger W, Volk HD. Improving the in vitro antigen specific T cell proliferation assay: the use of interferon-alpha to elicit antigen specific stimulation and decrease bystander proliferation. *J Immunol Methods*. 1 mai 2001;251(1-2):63-71.
38. Maloney WJ, Smith RL, Castro F, Schurman DJ. Fibroblast response to metallic debris in vitro. Enzyme induction cell proliferation, and toxicity. *J Bone Joint Surg Am*. juin 1993;75(6):835-44.
39. Kumazawa R, Watari F, Takashi N, Tanimura Y, Uo M, Totsuka Y. Effects of Ti ions and particles on neutrophil function and morphology. *Biomaterials*. sept 2002;23(17):3757-64.
40. Guglielmotti MB, Domingo MG, Steimetz T, Ramos E, Paparella ML, Olmedo DG. Migration of titanium dioxide microparticles and nanoparticles through the body and deposition in the gingiva: an experimental study in rats. *Eur J Oral Sci*. août 2015;123(4):242-8.
41. Cionca N, Meyer J, Michalet S, Varesio E, Hashim D. Quantification of titanium and zirconium elements in oral mucosa around healthy dental implants: a case-control pilot study. *Clin Oral Investig*. août 2023;27(8):4715-26.
42. Okuda-Shimazaki J, Takaku S, Kanehira K, Sonezaki S, Taniguchi A. Effects of titanium dioxide nanoparticle aggregate size on gene expression. *Int J Mol Sci*. 7 juin 2010;11(6):2383-92.
43. Kohal RJ, Wolkewitz M, Tsakona A. The effects of cyclic loading and preparation on the fracture strength of zirconium-dioxide implants: an in vitro investigation. *Clin Oral Implants Res*. août 2011;22(8):808-14.
44. De Souza GM, Zyklus A, Ghahnavyeh RR, Lawrence SK, Bahr DF. Effect of accelerated aging on dental zirconia-based materials. *J Mech Behav Biomed Mater*. janv 2017;65:256-63.
45. Tagliaferri N, Pisciotto A, Orlandi G, Bertani G, Di Tinco R, Bertoni L, et al. Zirconia Hybrid Dental Implants Influence the Biological Properties of Neural Crest-Derived Mesenchymal Stromal Cells. *Nanomater Basel Switz*. 20 févr 2024;14(5):392.
46. Araujo MG, Lindhe J. Peri-implant health. *J Clin Periodontol*. juin 2018;45 Suppl 20:S230-6.
47. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand*. 1981;52(2):155-70.
48. Brånemark PI, éditeur. *Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clin. dentistry*. 1. reprinting. Chicago: Quintessence; 1986. 350 p. (Quintessence books).
49. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1986;1(1):11-25.
50. Albrektsson T, Chrcanovic B, Östman PO, Sennerby L. Initial and long-term crestal bone responses to modern dental implants. *Periodontol 2000*. févr 2017;73(1):41-50.

51. Bosshardt DD, Chappuis V, Buser D. Osseointegration of titanium, titanium alloy and zirconia dental implants: current knowledge and open questions. *Periodontol* 2000. févr 2017;73(1):22-40.
52. Cionca N, Hashim D, Mombelli A. Zirconia dental implants: where are we now, and where are we heading? *Periodontol* 2000. févr 2017;73(1):241-58.
53. Kohal RJ, Weng D, Bächle M, Strub JR. Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: an animal experiment. *J Periodontol*. sept 2004;75(9):1262-8.
54. Sennerby L, Dasmah A, Larsson B, Iverhed M. Bone tissue responses to surface-modified zirconia implants: A histomorphometric and removal torque study in the rabbit. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005;7 Suppl 1:S13-20.
55. Hashim D, Cionca N, Courvoisier DS, Mombelli A. A systematic review of the clinical survival of zirconia implants. *Clin Oral Investig*. sept 2016;20(7):1403-17.
56. Sivaraman K, Chopra A, Narayan AI, Balakrishnan D. Is zirconia a viable alternative to titanium for oral implant? A critical review. *J Prosthodont Res*. avr 2018;62(2):121-33.
57. Depprich R, Zipprich H, Ommerborn M, Naujoks C, Wiesmann HP, Kiattavorncharoen S, et al. Osseointegration of zirconia implants compared with titanium: an in vivo study. *Head Face Med*. 11 déc 2008;4:30.
58. Kohal RJ, Wolkewitz M, Hinze M, Han JS, Bächle M, Butz F. Biomechanical and histological behavior of zirconia implants: an experiment in the rat. *Clin Oral Implants Res*. avr 2009;20(4):333-9.
59. Gahlert M, Röhling S, Wieland M, Eichhorn S, Küchenhoff H, Kniha H. A Comparison Study of the Osseointegration of Zirconia and Titanium Dental Implants. A Biomechanical Evaluation in the Maxilla of Pigs. *Clin Implant Dent Relat Res*. déc 2010;12(4):297-305.
60. Lee DJ, Ryu JS, Shimono M, Lee KW, Lee JM, Jung HS. Differential Healing Patterns of Mucosal Seal on Zirconia and Titanium Implant. *Front Physiol*. 2019;10:796.
61. Tetè S, Mastrangelo F, Bianchi A, Zizzari V, Scarano A. Collagen fiber orientation around machined titanium and zirconia dental implant necks: an animal study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(1):52-8.
62. Berglundh T, Lindhe J, Ericsson I, Marinello CP, Liljenberg B, Thomsen P. The soft tissue barrier at implants and teeth. *Clin Oral Implants Res*. 1991;2(2):81-90.
63. Berglundh T, Lindhe J, Jonsson K, Ericsson I. The topography of the vascular systems in the periodontal and peri-implant tissues in the dog. *J Clin Periodontol*. mars 1994;21(3):189-93.
64. Piattelli A, Scarano A, Piattelli M, Bertolai R, Panzoni E. Histologic aspects of the bone and soft tissues surrounding three titanium non-submerged plasma-sprayed implants retrieved at autopsy: a case report. *J Periodontol*. juill 1997;68(7):694-700.
65. Schierano G, Ramieri G, Cortese M, Aimetti M, Preti G. Organization of the connective tissue barrier around long-term loaded implant abutments in man. *Clin Oral Implants Res*. oct 2002;13(5):460-4.
66. Degidi M, Piattelli A, Scarano A, Shibli JA, Iezzi G. Peri-implant collagen fibers around human cone Morse connection implants under polarized light: a report of three cases. *Int J Periodontics Restorative Dent*. juin 2012;32(3):323-8.
67. Rompen E, Domken O, Degidi M, Pontes AEF, Piattelli A. The effect of material characteristics, of surface topography and of implant components and connections on soft tissue integration: a literature review. *Clin Oral Implants Res*. oct 2006;17 Suppl 2:55-67.

68. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;17(6):793-8.
69. Nascimento C do, Pita MS, Fernandes FHNC, Pedrazzi V, de Albuquerque Junior RF, Ribeiro RF. Bacterial adhesion on the titanium and zirconia abutment surfaces. *Clin Oral Implants Res*. mars 2014;25(3):337-43.
70. Nascimento C do, Pita MS, Santos E de S, Monesi N, Pedrazzi V, Albuquerque Junior RF de, et al. Microbiome of titanium and zirconia dental implants abutments. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. janv 2016;32(1):93-101.
71. de Freitas AR, Silva TS de O, Ribeiro RF, de Albuquerque Junior RF, Pedrazzi V, do Nascimento C. Oral bacterial colonization on dental implants restored with titanium or zirconia abutments: 6-month follow-up. *Clin Oral Investig*. juill 2018;22(6):2335-43.
72. Iglhaut G, Schwarz F, Winter RR, Mihatovic I, Stimmelmayer M, Schliephake H. Epithelial attachment and downgrowth on dental implant abutments--a comprehensive review. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent Al*. 2014;26(5):324-31.
73. Nothdurft FP, Fontana D, Ruppenthal S, May A, Aktas C, Mehraein Y, et al. Differential Behavior of Fibroblasts and Epithelial Cells on Structured Implant Abutment Materials: A Comparison of Materials and Surface Topographies. *Clin Implant Dent Relat Res*. déc 2015;17(6):1237-49.
74. Negahdari R, Rahbar M, Fakhrzadeh V, Eslami H, Akbari T, Bohluli S. Comparison of Proinflammatory Cytokine Levels in Gingival Crevicular Fluid around Dental Implants with Ceramic and Titanium Abutments. *J Contemp Dent Pract*. 1 sept 2017;18(9):831-6.
75. Linkevicius T, Vaitelis J. The effect of zirconia or titanium as abutment material on soft peri-implant tissues: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*. sept 2015;26 Suppl 11:139-47.
76. Bianchi AE, Bosetti M, Dolci G, Sberna MT, Sanfilippo S, Cannas M. In vitro and in vivo follow-up of titanium transmucosal implants with a zirconia collar. *J Appl Biomater Biomech JABB*. 2004;2(3):143-50.
77. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hämmerle CHF, Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res*. sept 2009;20 Suppl 4:4-31.
78. Carrillo de Albornoz A, Vignoletti F, Ferrantino L, Cárdenas E, De Sanctis M, Sanz M. A randomized trial on the aesthetic outcomes of implant-supported restorations with zirconia or titanium abutments. *J Clin Periodontol*. déc 2014;41(12):1161-9.
79. Zembic A, Sailer I, Jung RE, Hämmerle CHF. Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. *Clin Oral Implants Res*. août 2009;20(8):802-8.
80. Zembic A, Bösch A, Jung RE, Hämmerle CHF, Sailer I. Five-year results of a randomized controlled clinical trial comparing zirconia and titanium abutments supporting single-implant crowns in canine and posterior regions. *Clin Oral Implants Res*. avr 2013;24(4):384-90.
81. Lops D, Bressan E, Chiapasco M, Rossi A, Romeo E. Zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implant prostheses after 5 years of function in posterior regions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(1):281-7.
82. Hosseini M, Worsaae N, Gotfredsen K. A 5-year randomized controlled trial comparing zirconia-based versus metal-based implant-supported single-tooth restorations in the premolar region. *Clin Oral Implants Res*. août 2022;33(8):792-803.

83. Hosseini M, Worsaae N, Schiodt M, Gotfredsen K. A 1-year randomised controlled trial comparing zirconia versus metal-ceramic implant supported single-tooth restorations. *Eur J Oral Implantol.* 2011;4(4):347-61.
84. Payer M, Heschl A, Koller M, Arnetzl G, Lorenzoni M, Jakse N. All-ceramic restoration of zirconia two-piece implants--a randomized controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res.* avr 2015;26(4):371-6.
85. Cosgarea R, Gasparik C, Dudea D, Culic B, Dannewitz B, Sculean A. Peri-implant soft tissue colour around titanium and zirconia abutments: a prospective randomized controlled clinical study. *Clin Oral Implants Res.* mai 2015;26(5):537-44.
86. Bressan E, Paniz G, Lops D, Corazza B, Romeo E, Favero G. Influence of abutment material on the gingival color of implant-supported all-ceramic restorations: a prospective multicenter study. *Clin Oral Implants Res.* juin 2011;22(6):631-7.
87. Bethke A, Pieralli S, Kohal RJ, Burkhardt F, von Stein-Lausnitz M, Vach K, et al. Fracture Resistance of Zirconia Oral Implants In Vitro: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Mater Basel Switz.* 24 janv 2020;13(3):562.
88. Mohseni P, Soufi A, Chrcanovic BR. Clinical outcomes of zirconia implants: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Investig.* 23 déc 2023;28(1):15.
89. Chrcanovic BR, Kisch J, Albrektsson T, Wennerberg A. Factors influencing the fracture of dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* févr 2018;20(1):58-67.
90. Kiliaridis S, Kjellberg H, Wenneberg B, Engström C. The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth: A cross-sectional study. *Acta Odontol Scand.* janv 1993;51(5):323-31.
91. Ferrario VF, Sforza C, Zanotti G, Tartaglia GM. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent.* août 2004;32(6):451-7.
92. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van Der Bilt A, Van 't Hof MA, Witter DJ, Kalk W, et al. Biting and Chewing in Overdentures, Full Dentures, and Natural Dentitions. *J Dent Res.* juill 2000;79(7):1519-24.
93. Osborn JW. Anterior component of force. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* mai 1990;97(5):24A.
94. Nishigawa K, Bando E, Nakano M. Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. *J Oral Rehabil.* mai 2001;28(5):485-91.
95. Stimmelmayer M, Sagerer S, Erdelt K, Beuer F. In vitro fatigue and fracture strength testing of one-piece zirconia implant abutments and zirconia implant abutments connected to titanium cores. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28(2):488-93.

Thèse n° 2025 LYO1D 001		
WINKEL Evan		
Les implants en zircone : réelle alternative aux implants en titane ?		
<u>Résumé :</u>  Face aux évolutions de l'implantologie dentaire, les attentes des patients en termes d'esthétique, de biocompatibilité et de durabilité des matériaux n'ont cessé de croître. Dans ce travail, nous nous concentrons sur l'analyse des performances des implants en zircone en tant qu'alternative aux implants en titane, reconnus comme le gold standard en implantologie.  Nous explorons des thématiques clés telles que la gestion des péri-implantites, les réactions allergiques potentielles au titane, l'intégration esthétique et tissulaire, ainsi que la résistance aux fractures. En comparant les données disponibles sur la zircone à celles établies pour le titane, nous mettons en évidence les points forts de ce matériau : une meilleure biocompatibilité, une faible adhésion bactérienne et des avantages esthétiques notables. Cependant, ces atouts restent limités à certaines situations spécifiques, où les besoins esthétiques et biologiques sont prioritaires.  Pour guider les praticiens dans leurs choix, nous avons conçu un arbre décisionnel qui vise à aider les praticiens à déterminer, en fonction des situations cliniques, si la zircone peut constituer une alternative pertinente aux implants en titane, tout en optimisant les résultats thérapeutiques.		
<u>Mots clés :</u>  Implantologie Zircone Titane Allergie au titane Péri-implantites Intégration tissulaire et esthétique Fractures implantaires		
<u>Jury :</u>	Président	Monsieur le Professeur Jean-Christophe FARGES
	Assesseurs	Monsieur le Professeur Jean-Christophe MAURIN Madame la Docteure Doriane CHACUN <u>Monsieur le Docteur Thibault JACQUES-GAGET</u>
<u>Adresse de l'auteur :</u>  WINKEL Evan 5 rue Grolée, 69002 LYON		

