



HAL
open science

Nouvelle génération d'implants céramiques NobelPearl : revue de littérature

Thibault Gazzone

► **To cite this version:**

Thibault Gazzone. Nouvelle génération d'implants céramiques NobelPearl : revue de littérature. Chirurgie. 2020. dumas-03324993

HAL Id: dumas-03324993

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03324993>

Submitted on 24 Aug 2021

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

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



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

THESE

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

Présentée et publiquement soutenue devant la

Faculté d'Odontologie de Marseille
(Doyen : Monsieur le Professeur Bruno FOTI)

Aix-Marseille Université
(Président : Monsieur le Professeur Éric BERTON)

***Nouvelle génération d'implants céramique Nobel Pearl :
revue de Littérature***

Présentée par

GAZZONE Thibault

Né(e) le 11 Mars 1996

A Suresnes

Thèse soutenue le **Mardi 27 Octobre 2020**

Devant le jury composé de

Président : Professeur RUQUET Michel

Assesseurs : Docteur TAVITIAN Patrick

Docteur TOSELLO Alain

Docteur DRAUSSIN Thierry

Invité : Docteur MENSE Chloé

THESE

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

Présentée et publiquement soutenue devant la

Faculté d'Odontologie de Marseille
(Doyen : Monsieur le Professeur Bruno FOTI)

Aix-Marseille Université
(Président : Monsieur le Professeur Éric BERTON)

***Nouvelle génération d'implants céramique Nobel Pearl :
revue de Littérature***

Présentée par

GAZZONE Thibault

Né(e) le 11 Mars 1996
A Suresnes

Thèse soutenue le **Mardi 27 Octobre 2020**

Devant le jury composé de

Président : Professeur RUQUET Michel

Assesseurs : Docteur TAVITIAN Patrick

Docteur TOSELLO Alain

Docteur DRAUSSIN Thierry

Invité : Docteur MENSE Chloé

ADMINISTRATION

Mise à jour : sept. 2020

Doyens Honoraires

Professeur	Raymond SANGIUOLO†
Professeur	Henry ZATTARA
Professeur	André SALVADORI
Professeur	Jacques DEJOU

Doyen Assesseurs

Professeur	Bruno FOTI
Professeur	Michel RUQUET
Professeur	Anne RASKIN

Directeurs de Départements

Formation Initiale	Professeur	Michel RUQUET
Recherche	Professeur	Anne RASKIN
Formation Continue	Professeur	Frédéric BUKIET

Charges de missions

Relations Internationales	Professeur	Hervé TASSERY
Internat et Diplômes d'études spécialisées	Professeur	Virginie MONNET-CORTI
Affaires générales	Docteur	Patrick TAVITIAN

Responsable des Services Administratifs et Techniques

Madame	Katia LEONI
--------	-------------

LISTE DES ENSEIGNANTS

PROFESSEURS DES UNIVERSITES – PRATICIENS HOSPITALIERS DES CSERD

BUKIET Frédéric (58-01)
FOTI Bruno (56-02)
LE GALL Michel (56-01)
MONNET-CORTI Virginie (57-01)
ORTHLIEB Jean-Daniel (58-01)
RASKIN Anne (58-01)
RUQUET Michel (58-01)
TARDIEU Corinne (56-01)
TARDIVO Delphine (56-02)
TASSERY Hervé (58-01)

PROFESSEUR DES UNIVERSITES

ABOUT Imad (65)

PROFESSEURS EMERITES

DEJOU Jacques
HUE Olivier

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES – PRATICIENS HOSPITALIERS DES CSERD

ABOUDHARAM Gérard (58-01)	LAN Romain (56-02)
BANDON Daniel (56-01)	LAURENT Michel (58-01)
BELLONI Didier (57-01)	LAURENT Patrick (57-01)
BOHAR Jacques (56-01)	MAILLE Gérald (58-01)
CAMOIN Ariane (56-01)	PHILIP-ALLIEZ Camille (56-01)
CAMPANA Fabrice (57-01)	POMMEL Ludovic (58-01)
CATHERINE Jean-Hugues (57-01)	PRECKEL Bernard-Éric (58-01)
GAUBERT Jacques (56-01)	RÉ Jean-Philippe (58-01)
GIRAUD Thomas (58-01)	ROCHE-POGGI Philippe (57-01)
GIRAUDEAU Anne (58-01)	STEPHAN Grégory (58-01)
GUIVARC'H Maud (58-01)	TAVITIAN Patrick (58-01)
JACQUOT Bruno (58-01)	TERRER Elodie (58-01)
LABORDE Gilles (58-01)	TOSELLO Alain (58-01)

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES ASSOCIES

BALLESTER Benoît (58-01)
BLANCHET Isabelle (56-01)
MENSE Chloé (58-01)
SILVESTRI Frédéric (58-01)

ASSISTANTS HOSPITALIERS ET UNIVERSITAIRES

AL AZAWI Hala (56-01)	HAHN-GOLETTI Larissa (58-01)
ANTEZACK Angeline (57-01)	LIOTARD Alicia (58-01)
ARNIER Canelle (56-01)	MANSUY Charlotte (58-01)
BACHET-DORISON Damienne (56-01)	MARTIN William (56-01)
CAMBON Isabelle (56-01)	MATTERA Rémi (56-01)
CASAZZA Estelle (56-01)	MELLOUL Sébastien (57-01)
CASTRO Romain (57-01)	PARFU Anne (58-01)
DAVID Laura (56-01)	PASCHEL Laura (58-01)
DEVICTOR Alix (58-01)	PILLIOL Virginie (58-01)
DODDS Mélina (58-01)	REPETTO Andréa (58-01)
DRAUSSIN Thierry (56-02)	ROMANET Yvan (57-01)
DUMAS Cathy (57-01)	SANTUNIONE Charlotte (58-01)
HADJ-SAID Mehdi (57-01)	VINAÏ Michael (56-01)

ASSISTANTS DES UNIVERSITES ASSOCIES

GRINE Ghilès (57-01)
HOUVENAEGHEL Brice (57-01)

Intitulés des sections CNU :

- 56^{ème} section : Développement, croissance et prévention
 - 56-01 Odontologie pédiatrique et orthopédie dento-faciale
 - 56-02 : Prévention – Epidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale
- 57^{ème} section : Chirurgie orale ; Parodontologie ; Biologie Orale
 - 57-01 : Chirurgie orale – Parodontologie – Biologie orale
- 58^{ème} section : Réhabilitation orale
 - 58-01 : Dentisterie restauratrice – Endodontie – Prothèses – Fonction-Dysfonction – Imagerie – Biomatériaux

L'auteur s'engage à respecter les droits des tiers, et notamment les droits de propriété intellectuelle. Dans l'hypothèse où la thèse comporterait des éléments protégés par un droit quelconque, l'auteur doit solliciter les autorisations nécessaires à leur utilisation, leur reproduction et leur représentation auprès du ou des titulaires des droits. L'auteur est responsable du contenu de sa thèse. Il garantit l'Université contre tout recours. Elle ne pourra en aucun cas être tenue responsable de l'atteinte aux droits d'un tiers

Remerciements :

Au Professeur Michel RUQUET

Je vous remercie de présider cette thèse et vous suis reconnaissant pour toute votre bienveillance, votre gentillesse et votre écoute durant toutes ces années d'études et de clinique. Travailler et étudier à votre contact fut un réel plaisir, et continuera de l'être pour les générations à venir.

Au Docteur Patrick TAVITIAN

Vous m'avez donné énormément durant ces dernières années, aussi bien en enseignements qu'en moments inoubliables. Il est donc normal que ce travail soit sous votre supervision afin de clôturer ce parcours étudiant. Personne n'aurait été autant qualifié que vous pour encadrer cette thèse. C'est avec un plaisir non dissimulé que je vous ai à mes côtés pour cet instant ! Soyez assuré de toute l'amitié que je vous porte.

Au Docteur Alain TOSELLO

*Comment ne pas passer ce moment sans vous à mes côtés ! Merci pour tout ce que vous avez fait, votre bienveillance, votre gentillesse, votre humour et cette joie de vivre qui ont illuminés mes journées de clinique pendant ces années.
Je n'oublierai pas ces moments partagés autour d'une table, vos anecdotes surréalistes et cette malice toujours présente de la part d'un des enseignants phare de mon cursus.*

Au Docteur Thierry DRAUSSIN

*C'est avec une joie certaine que je vous compte dans mon jury pour ce moment d'une vie.
Merci pour tout ce que vous avez fait pour moi, vos réponses éclairés, vos conseils professionnels d'une importance capitale et votre aide toujours d'une grande valeur. Je me souviendrais de votre générosité et de votre accessibilité qui m'a tant marqué.*

Au Docteur Chloé MENSE

Merci à vous de m'avoir accompagné dans ce parcours universitaire, jusqu'à ma thèse, durant ces journées de cliniques, merci de votre confiance, de votre bienveillance et du partage permanent avec moi-même et les autres étudiants. Vous incarnez cette nouvelle génération d'enseignants qui n'a rien renié de ses prédécesseurs, et soyez assuré de l'affection certaine que vous porte et vous porterons les générations d'étudiants à venir pour l'une des futures grandes de cette faculté.

***A ma famille, mes amis ;
A ceux qui me sont liés par le sang ou par Dieu ;
Présents ou disparus.***

A ma mère et mon père

Car vous avez toujours été présent pour moi et que vous êtes un réel don qui m'a été fait. Je ne saurais jamais être assez reconnaissant pour tous les sacrifices que vous avez fait pour nous.

A mon frère Guillaume et son épouse Viviana

Pour tout leur soutien et les liens qui nous unissent, merci de votre présence dans ma vie

A Martin Pietri

Merci pour tout ce que tu as fait pour moi, ta générosité, ton soutien, tes conseils... près de 10 ans que nous nous connaissons, tu es un ami que j'estime plus que tout, et un mentor. Je ne serais pas le praticien que je suis aujourd'hui sans toi. Merci encore pour tout mon ami !

A Maxime, Rémy, Clément, Greg et tous les Affranchis

Merci à vous d'être là au quotidien, peu importe l'endroit, nous nous retrouvons toujours aussi bien physiquement qu'intellectuellement. Greg soude le marchepied, ça commence à faire long maintenant.

A Marvin

Mon compagnon de clinique, mon endo préféré, tu as égaillé mes années de clinique et m'a poussé avec notre rivalité amicale, tu es un ami, avec qui je compte partager encore beaucoup, et toujours avec insolence.

A Pierre-Mathieu

Le nouveau venu, j'ai aimé passer ce temps en clinique avec toi, même si tu es un monta sega de Corte, j'ai passé des moments comiques inoubliables avec toi fraté. Je te souhaite de soigner tous les bègues de France !

A Daron

Mon ami que je suis depuis la P1, une des personnes les plus droites que je connaisse, toujours présent, sois assuré de toute mon amitié, de mon soutien et de ma disponibilité pour toi.

A Chloé

Parce que tu m'as supporté pendant très longtemps et que tu devras le faire encore, tu as une place particulière dans mon cœur.

Au Docteur Patrick Palacci

Merci de m'avoir accueilli dans votre cabinet, ou j'ai pu apprendre énormément au côté d'un des grands de cette belle discipline qu'est l'implantologie orale, soyez assuré de toute ma reconnaissance et mon amitié.

***Nous portons tous notre croix : il faut la porter avec un sourire fier, pour que l'on sache que nous sommes plus forts que la souffrance et aussi pour que ceux qui nous blessent comprennent que leurs flèches nous atteignent en vain. Qu'importe de souffrir, si l'on a eu dans sa vie quelques heures immortelles. Au moins, on a vécu !
Que le destin nous trouve toujours fort et digne !***

Sommaire

I) Introduction : concept et « gold standard » en implantologie orale.....	1
II) De la nécessité d'une évolution de l'implantologie orale.....	8
III) Vers un changement de paradigme ? : de l'utilisation de la zircone dans la conception des implants.....	10
A) Propriétés physiques et étude biomécanique du matériau.....	10
B) Intérêt de la Zircone en Implantologie.....	22
C) Limites biomécaniques et premiers échecs historiques.....	28
IV) Revue du NobelPearl® : nouvelle voie dans l'implantologie orale ?.....	37
V) Cas clinique : réhabilitation prothétique grâce au système NobelPearl®.....	45
VI) Discussion.....	56
VII) Conclusion.....	57
VIII) Bibliographie.....	I

I) Introduction : concept et « gold standard » en implantologie orale

La dentisterie moderne offre trois options majeures pour le remplacement de dents absentes :

- La prothèse fixée : bridge ou couronne. Il s'agit de prothèses s'appuyant sur des dents préalablement taillées et préparées par le chirurgien-dentiste afin de remplir le rôle de pilier ; un scellement et une friction assurent la rétention mécanique, ce qui rend la prothèse fixe. Elle présente comme inconvénient majeur le manque au respect du principe d'économie tissulaire.
- La prothèse amovible prend appui sur des surfaces dentaires et muqueuses, et permet de combler des dents absentes à moindre coût. L'inconvénient majeur de cette technique réside dans les contraintes mécaniques appliquées aux dents supports de crochets et à la base osseuse sous-jacente à la gencive ; ce qui entraîne à long terme des lésions carieuses, la mobilité des dents support de crochets et une résorption osseuse accrue.
- L'implant dentaire : il s'agit d'un support inséré dans l'os maxillaire ou mandibulaire supportant une prothèse dentaire afin de réhabiliter l'édentement. Il présente l'avantage majeur de ne pas interagir avec les dents adjacentes, il est donc considéré à raison, comme économe en tissus dentaire. De nos jours, l'implantologie est la solution de choix comme moyen de remplacement d'un édentement unitaire ou plurale, antérieur ou postérieur. L'implant titane est à ce jour une référence grâce à ses propriétés mécaniques, sa biocompatibilité, mais aussi son taux de survie de près de 98 %.

Le concept de l'implantologie orale est né à l'origine, de l'application de l'ostéointégration, découverte par le Pr. Brånemark, pour remplacer durablement et de manière fixe des édentements, tout en ayant un souci d'économie tissulaire vis-à-vis des organes dentaires encore en bouche et rétablir les fonctions (mastication, déglutition, phonation...) mais aussi l'esthétique.

La nécessité de l'implantologie orale découle directement du fait d'une espérance de vie en constante augmentation et du fait que la perte de dents est souvent corrélée avec l'âge.

Selon l'INSEE et L'INED, l'espérance de vie a augmenté de 33 ans au cours du siècle dernier et continuait d'augmenter de 6 mois par an jusqu'à il y a peu où une stabilisation est apparue.

- L'espérance de vie en 2000 : Femme : 83 ans ; Homme : 75 ans
- En 2035, les + de 65 ans représenteront 33% de la population
- En 2050, les + de 75 ans auront triples et les + de 85 ans auront quadruplés.

Des études statistiques montrent :

- Que le nombre de patients édentés augmente par tranche d'âge
- Dans le temps, les personnes de moins de 65 ans sont de moins en moins édentées
- En revanche, pour les + de 65 ans, soit la différence n'est pas significative soit le nombre d'édentés a augmenté.

La littérature scientifique prédit donc que le nombre de gens qui auront besoin d'une prothèse totale va augmenter dans les années futures. **(152)**

Les implants actuels sont des racines artificielles en titane ou alliage de titane, coniques ou cylindro-coniques, placées dans l'os afin de combler un édentement. L'implant est vissé dans l'os après un forage osseux sous irrigation.

Une prothèse, unitaire ou plurale, est par la suite placée dessus afin de remplacer la ou les dents absentes. **(01)**

Le complexe implantaire est donc composé de 3 parties :

- une partie intra-osseuse : l'implant
- une partie trans-gingivale : en général le pilier implantaire
- une partie prothétique.

Concernant l'implant :

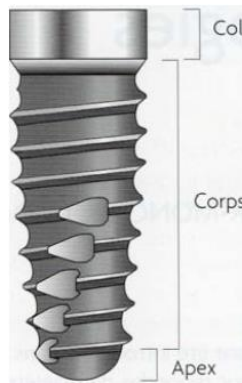


Figure 1 : Description des trois parties constitutives d'un implant.

a) Le col (01)

Le col est la partie de l'implant qui réalise la connexion avec le pilier. Cette partie de l'implant est en général au contact des tissus mous (gencive) et durs (l'os).

Le col est la partie la plus coronaire d'un implant et peut se retrouver exposé à l'environnement de la cavité buccale. Sa surface ne doit donc pas faciliter la formation ni l'adhésion de la plaque bactérienne et doit être facilement nettoyable. Actuellement, on considère qu'un état de surface rugueux au niveau du col serait acceptable et n'interférerait pas avec la réponse des tissus durs ou des tissus mous.

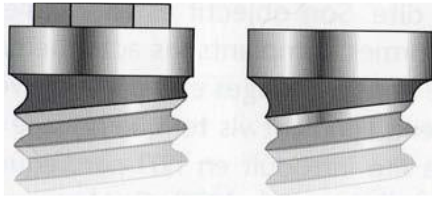


Figure 2 : Col droit

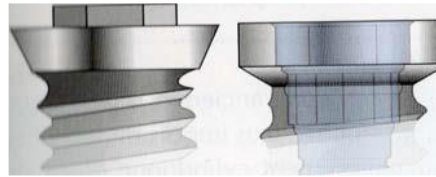


Figure 3 : Col évasé

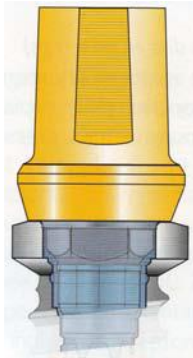


Figure 4 : Col avec platform switching



Figure 5 : Col a microspires

b) Le corps (01)

Le corps de l'implant est la plus grande partie de l'implant.

Il se situe entre le col et l'apex.

C'est le corps qui va assurer la stabilité primaire grâce aux spires qu'il contient.

Là aussi différentes formes sont proposées. Parmi les plus fréquentes :



Figure 6 : Cylindrique



Figure 7 : Cylindro-conique



Figure 8 : Conique

c) L'apex (01)

L'apex est la partie terminale, celui-ci peut être actif ou passif suivant le contexte clinique. (Type d'os, type de protocole chirurgical, etc...).

d) L'état de surface (01)

Concernant les états de surfaces, autrefois lisse, c'est aujourd'hui un corps d'implant rugueux qui est recherché afin d'augmenter la surface en contact avec l'os et la surface potentielle colonisable par les cellules osseuses du patient.

Cet état de surface rugueux peut être obtenu par plusieurs procédés (16) :

- Par addition avec le plasmaspray par exemple qui consiste à propulser une poudre de titane dans un cyclone d'air chaud qui va venir s'intégrer et s'accumuler à la surface de l'implant afin d'obtenir une couche rugueuse d'épaisseur variable.
- Par oxydation anodique qui nous permettra d'obtenir une couche d'oxyde de titane.
- Par soustraction physique avec le sablage.
- Par soustraction chimique par mordantage.

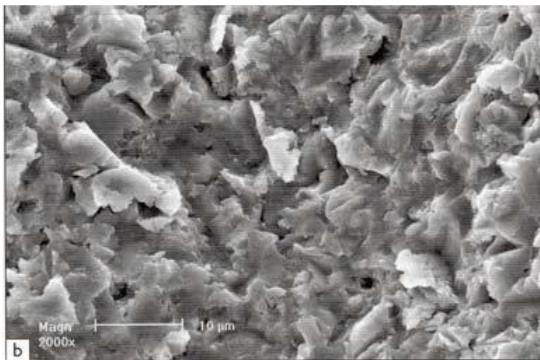


Figure 9 : surface de l'implant au MEB après sablage a l'oxyde de titane (16)

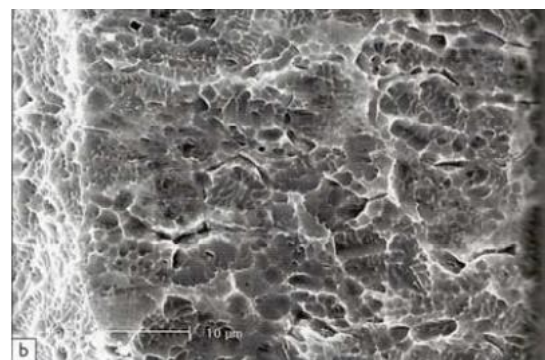


Figure 10 : surface de l'implant au MEB après mordantage sans sablage (16)

Toutes ces spécificités dans la conception des implants ne desservent qu'une chose : favoriser l'ostéointégration des implants, et nous permettre d'augmenter la stabilité primaire de ceux-ci selon les concepts adoptés pour le cas clinique. (Extraction-Implantation, mise en charge immédiate, chirurgie en 1 temps, etc...)

Concernant leur positionnement, des règles générales sont à respecter, et ce, dans les trois dimensions de l'espace :

- **Dans le sens antéro-postérieur ou mésio-distal** : l'implant doit être placé au milieu de l'espace mésio-distale disponible entre deux dents adjacentes.
Un mauvais positionnement de l'implant dans le sens horizontal affecte le parodonte des dents adjacentes.
Les conséquences sont de deux types : Résorption radiculaires ou arrêt de vascularisation des dents adjacentes.

Un espace biologique horizontal existe, et donc nous permet de parler de distance de sécurité implantaire :

au moins 1 mm entre une dent naturelle et un implant pour un implant standard type RP ou NP.

1,5 mm entre deux implants standard de type WP.

Cet espace plus important entre deux implants s'explique par une absence de vascularisation autour des implants. Ainsi, pour le remplacement d'une dent unitaire, certains calculs et espaces sont importants à déterminer au préalable comme la largeur du desmodonte de 0,25 mm - 1 mm entre la dent naturelle et l'implant. (de chaque côté de l'édentement) pour un implant RP ou NP; et 1,5 mm pour un implant WP. Cet espace sera différent si on devra remplacer plusieurs dents. En effet une distance minimale de 3 mm entre 2 implants est nécessaire afin de se trouver dans des conditions favorables d'ostéointégration. Si la distance entre 2 implants est inférieure à 3 mm, le septum osseux inter implantaire est résorbé n'assurant plus son rôle de soutien pour les tissus mous. La papille se résorbe donc et migre en direction apicale créant une ouverture des espaces interdentaires.

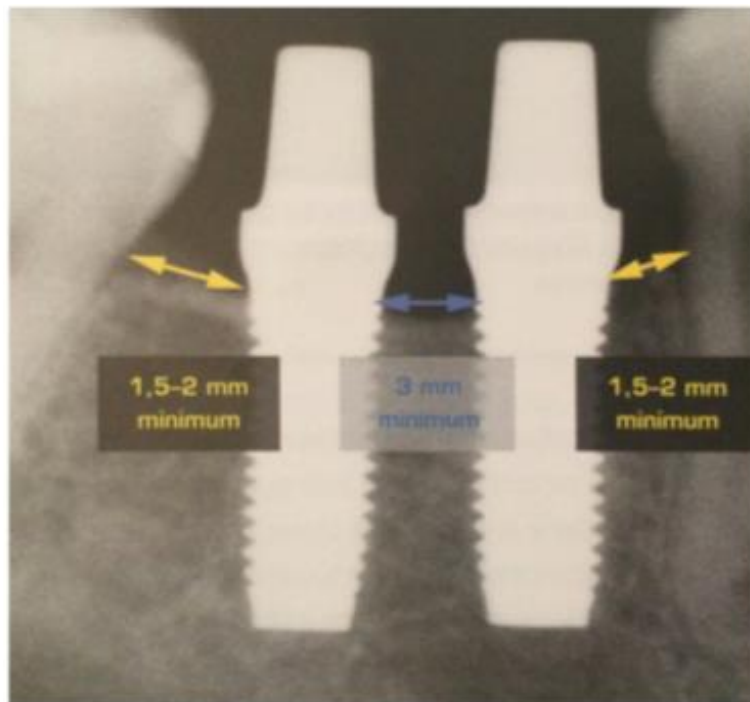


Figure 11 : distances minimales entre implant et dent, et entre 2 implants. (12)

- **Dans le sens vestibulo-lingual ou palatin** : Une distance minimale est à respecter entre le bord de l'implant et le rebord de la corticale vestibulaire.

Celle-ci dérive du principe de conservation de l'espace biologique dans le plan vestibulo-palatin. Il doit y avoir au minimum une épaisseur de 2 mm afin d'assurer la stabilité des tissus durs ou mous et une bonne stabilité primaire.

Il faudra une épaisseur entre l'implant et le bord vestibulaire de la table osseuse externe de 2 mm, spécifiquement pour l'espace maxillaire antérieur (14 à 24) qui doit remplir des critères esthétiques et fonctionnels. Si on ne les a pas, il faudra les créer.

En pratique, il convient de réaliser une greffe de conjonctif en vestibulaire systématiquement (pour diminuer les résorptions). Dans l'alvéole, pour les cas d'extraction-implantation, on réalisera un forage légèrement palatin, laissant un espace en vestibulaire (Gap vestibulaire), que l'on comblera avec un substitut osseux, de préférence dense et non résorbable (comme le Créos) pour éviter/limiter les

résorptions vestibulaires de la table externe.

En résumé dans le cadre de l'esthétique et surtout du fonctionnel dans la région antérieure, que ce soit une crête édentée ou sur le protocole d'extraction-implantation immédiate, il faut respecter 2 mm en vestibulaire.

Un implant placé en position trop vestibulaire va entraîner une limite vestibulaire de la future prothèse et donc un mauvais profil d'émergence. Un implant positionné trop en palatin augmentera la distance surface vestibulaire de l'implant et le point le plus antérieur de la restauration prothétique : on aura une prothèse déformée en sagittal.

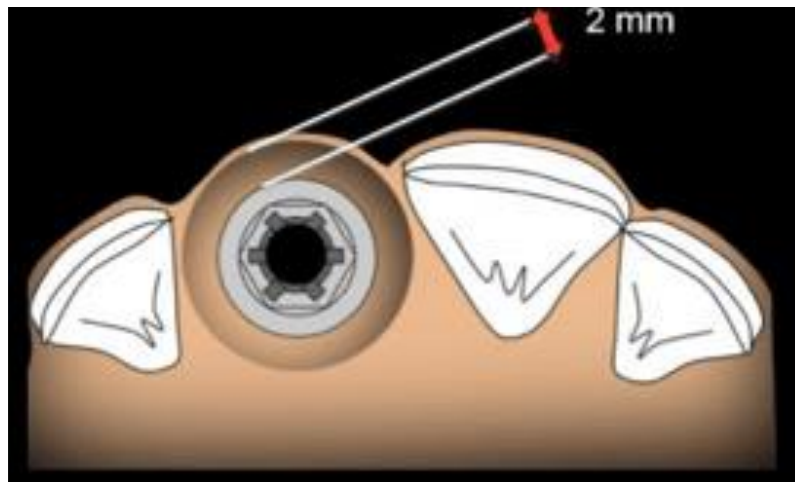


Figure 12 : Distances de sécurité d'un point de vue sagittal en région antérieure (15)

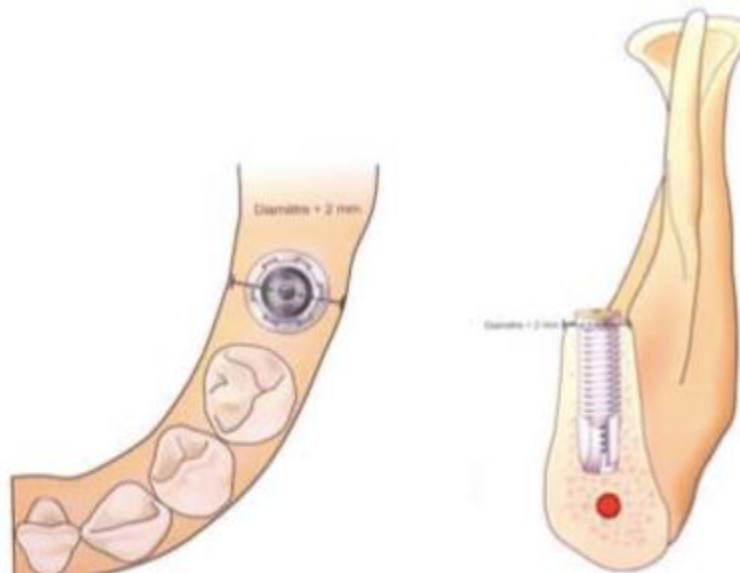


Figure 13 : Distances de sécurité d'un point de vu sagittal et vertical en région postérieure (15)

- **Dans le sens vertical** : La longueur de l'implant est choisie en fonction du risque anatomique.
Il faut prendre en compte que : la longueur conditionne la biomécanique et la profondeur conditionne l'esthétique, surtout en secteur antérieur.
La distance de sécurité par rapport à la crosse du nerf alvéolaire inférieur est de 2 mm au-dessus et de 2 mm en avant. Il est important de savoir que le nerf mentonnier décrit une boucle antérieure qui croise le foramen mentonnier vers le bas et vers l'avant, avant de bifurquer vers l'arrière pour s'en échapper. Le nerf peut être situé plus de 3mm en avant du foramen. Attention donc à la position de l'implant en mésial du foramen si l'implant le dépasse en profondeur. Une distance de sécurité d'au moins 5mm entre la partie distale de l'implant et la partie mésiale du foramen doit être respectée (3mm pour la boucle antérieure du nerf et 2mm de marge de sécurité plus le rayon de l'implant). (15)

En secteur antérieur : L'enfouissement standard d'un implant est de 3 mm par rapport à la Jonction Email Cément des dents adjacentes. En effet, une bonne profondeur signe une bonne esthétique.

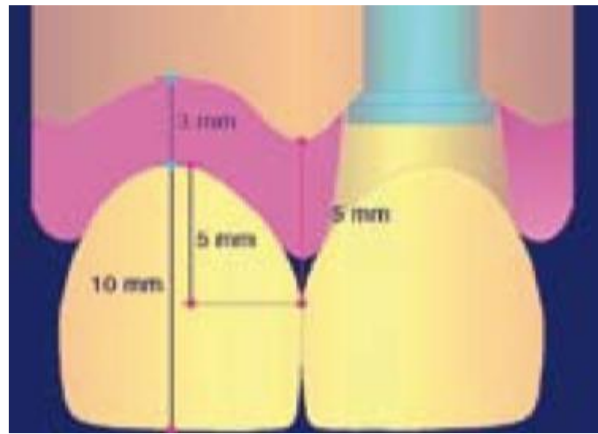
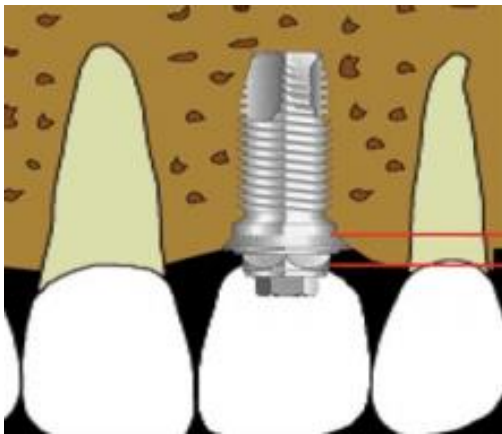


Figure 14, Figure 15 : enfouissement d'un implant par rapport à la JEC. Schéma de Tarnow modifié. (15)

Le milieu dans lequel nous travaillons, la cavité buccale, est un endroit soumis à une humidité permanente, des forces physiques importantes, mais aussi des attaques chimiques et biologiques constantes.

La recherche de nouveaux matériaux et de nouvelles techniques est donc un impératif dans la dentisterie moderne afin de pallier les limites des matériaux existants et déjà en usage.

Ainsi avec les années, le succès implantaire n'est plus simplement défini par l'ostéointégration, mais aussi par l'esthétique de la réhabilitation prothétique. Des études récentes mettent en avant un matériau prometteur : la zircone ou oxyde de zirconium.

Ce matériau présente des propriétés mécaniques semblables à celles du titane si ce n'est meilleure, ce qui lui a valu le surnom « d'acier céramique », mais aussi des propriétés optiques proches des dents naturelles, une bonne ostéointégration, une bonne biocompatibilité, ainsi qu'une faible affinité pour la plaque dentaire comme étudié et

annoncé par les fabricant de ces nouveaux implants fabriqués intégralement avec ce matériau.



Figure 16 : le complexe implantaire en situation clinique (01)

II) De la nécessité d'une évolution de l'implantologie orale

Avec le développement de l'implantologie orale, sa démocratisation et ses gold standards actuel, est apparu avec les années des problématiques nouvelles de différents ordres :

- Des problématiques **mécaniques**, directement liées aux matériaux et à la conception des systèmes implantaires tels que des fractures de piliers, d'implants, de vis, de connexion, des dégradations de revêtement dans le milieu biologique, etc...



Figure 17 : Photographie d'un implant ayant fracturé au niveau du corps.

- Des problématiques **biologiques** avec l'apparition de la mucosite puis de la péri-implantite et ses difficultés de traitement, des contre-indications lié au patient, son contexte médical et ses habitudes de vie.

Avec ces problématiques est apparu aussi une volonté d'accroître les taux de succès, d'augmenter l'ostéointégration, la recherche d'une esthétique et d'une fonction parfaite, etc...

Les taux de succès implantaires aujourd'hui varient entre 95 et 98% mais ils ne préjugent en rien du devenir de l'ensemble implant/restauration prothétique à moyen et long terme. En 2008, Zitzmann et coll. ont mis en évidence que la mucosite concernait 80% des patients et 50% des implants. **(129)**

La péri-implantite concernait quant à elle 28 à 56% des patients et 12 à 43% des implants.

Il est important de rappeler que la péri-implantite est une maladie multifactorielle, aussi bien liée à l'hôte et ses habitudes de vie, que les forces appliqués sur l'implant, avec une étiologie infectieuse, et modulée par la réponse de l'hôte.

Elle se définit comme une inflammation de la muqueuse autour d'un implant ostéo-intégré et en fonction ; avec atteinte du support osseux. Celle-ci constitue donc un échec implantaire secondaire.



Figure 18 : Radiographie rétro-alvéolaire d'un implants atteint de péri implantite (noter la cratérisation qui s'opère, typique de la maladie (radiographie d'illustration))



Figure 19 : Photographie intra orale d'un implants atteint d'une péri-implantite, exposant les spires et une colonisation par le biofilm dentaire. (Photographie clinique)

Afin de faire face à ces nouvelles problématiques, une remise en question du paradigme du titane en implantologie a peu à peu émergé : Pouvons-nous atteindre une ostéointégration similaire, garder une solidité proche du titane, tout en réduisant l'affinité du biofilm bactérien pour les surfaces implantaires ? Pouvons-nous trouver un matériau, une conception, qui remplissent toutes les exigences biomécaniques nécessaires à un succès durable ?

Ces nombreuses questions ont ouvert la voie à une alternatives semblant prometteuse, qui n'a de cesse de gonfler sur le marché actuel de l'implantologie : la zircone comme matériau remplaçant le titane, une céramique hautement biocompatible connu depuis longtemps.

III) Vers un changement de paradigme ? : de l'utilisation de la zircone dans la conception des implants

A) Propriétés physiques et étude biomécanique du matériau

La zircone a été découverte par le chimiste allemand Martin Heinrich Klapoth en 1789. Il découvre également l'uranium (1789) et le cérium (1803).

Le mot zircone vient de la langue arabe Zargon (or), qui vient de deux langues persanes : Zar (or) et Gun (Couleur).

Les céramiques classiques sont : le verre, la porcelaine, la poterie.

La zircone appartient à la famille des céramiques. Il regroupe les composés polycristallins obtenus par un frittage (agglomération de poudre par chauffage).

La céramique comprend tous les matériaux contenant l'élément chimique zirconium (Zr). La zircone est située à la quatrième place du tableau périodique du tableau de Mendeleïev.

The image shows a standard periodic table with elements color-coded by groups. The element Zirconium (Zr, atomic number 40) is circled in red. The table includes elements from Hydrogen (H) to Oganesson (Og), with separate rows for Lanthanides and Actinides.

Figure 20 : Tableau périodique de Mendeleïev (21)

Le dioxyde de zirconium est couramment utilisé dans l'industrie aéronautique ou comme outil de coupe dans l'industrie horlogère. Cette zircone possède des propriétés mécaniques extraordinaires, telles qu'une excellente résistance aux rayures et à la corrosion. C'est un produit stable et hautement biocompatible.

Selon la température, la zircone se présente sous trois formes structurales différentes. Ces différentes formes sont appelées phases. La zircone n'a plus les mêmes propriétés en fonction de la phase dans laquelle il se trouve. Les trois phases sont :

- La phase monoclinique,
- La phase quadratique
- La phase cubique.

a) Phase monoclinique

La zircone se présente sous cette phase entre 0°C et 1170°C. Sa structure cristalline est composée de tétraèdres à cotes parallélépipédiques. Sous cette phase, la zircone est stable mais elle ne présente pas énormément d'intérêts mécaniques.

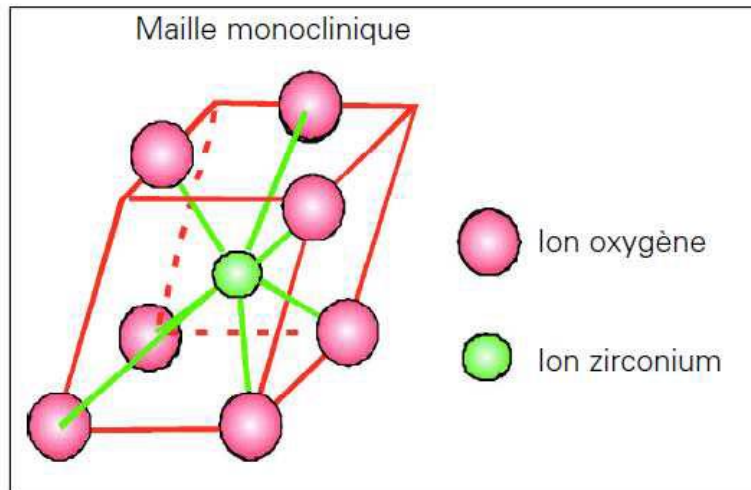


Figure 21 : Maille monoclinique (130)

b) Phase tétragonale.

De 1171°C à 2370°C, la zircone se retrouve dans une structure métastable. Sa forme cristalline est composée de cristaux tétraonaux à angles droits. C'est cette phase qui présente les meilleures propriétés mécaniques.

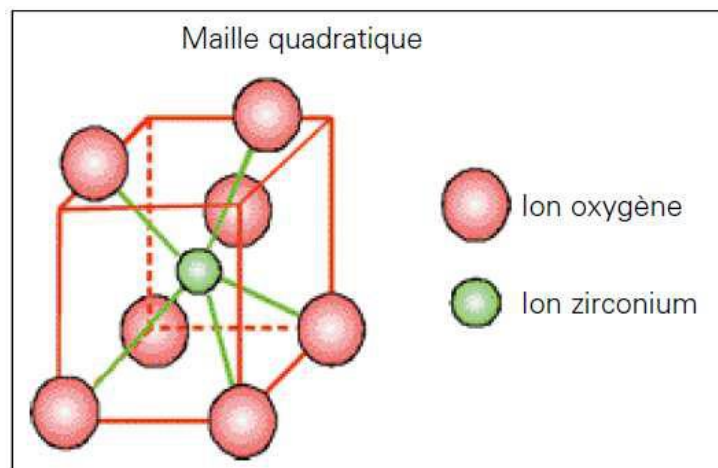


Figure 22 : Maille quadratique ou tétragonale (130)

Lors du refroidissement, à partir de 950°C, un passage de la phase tétragonale à la phase monoclinique s'opère lorsque la zircone n'est pas stabilisée. Cette transformation s'accompagne d'une légère augmentation de volume (4 à 5%) car la taille des cristaux en phase monoclinique est légèrement supérieure à celle des cristaux de zircone sous la forme tétragonale.

Pour permettre son utilisation à température ambiante, on y additionne une faible quantité (3 à 5%) d'oxyde (MgO, CaO ou Y_2O_3). C'est ce dernier, l'oxyde d'yttrium qui est le plus utilisé pour les zircons dentaires. On parle donc d'Y-TZP pour : zircone partiellement stabilisée à l'yttrium. Cette phase est aussi appelée phase tétragonale.

Afin d'obtenir une résistance maximale de la zircone, il faut s'approcher le plus possible de sa densité maximale théorique soit 6,1.

Pour cela, il faut que les grains soient le plus proche possible les uns des autres et qu'il y ait une absence de porosité. Pour atteindre ce but, la zircone est réduite sous forme de poudre homogène avec des particules submicroniques. Elle subit ensuite un frittage HIP.

Pour la zircone HIP (Hot Isostating Pressing) celle-ci est pressée à chaud (1350 à 1500 °C) et à une pression très élevée (environ 2000 bars). On parlera alors de zircone Y-TZP-HIP. Cette technique fut mise au point en 1995 et permet d'obtenir des blocs de zircone plus durs. Elle sera par la suite polie pour les zones en contact avec les tissus mous et alors sablée pour les zones d'accroche des futures restaurations et implants zircone.

Le temps de traitement est encore très long (1 heure en moyenne pour les composants dentaires) et donc très cher. Par conséquent, nous réserverons cette zircone aux composants qui nécessitent une forte résistance mécanique.

c) Phase cubique

De 2371°C à 2690°C (point de fusion), la zircone est constituée de cristaux cubiques. Ils se maintiennent jusqu'au point de fusion. Dans cette configuration, la zircone ne présente à nouveau aucun intérêt mécanique.

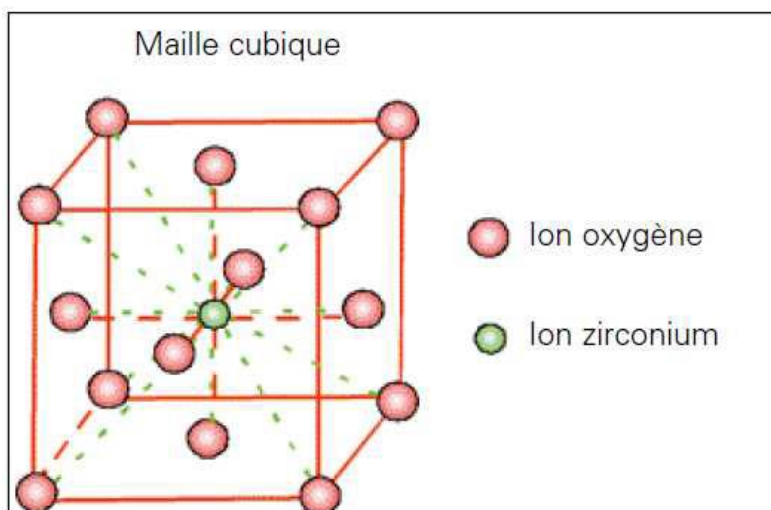


Figure 23 : Maille cubique (130)

La zircone est utilisée depuis de nombreuses années dans l'industrie, en particulier dans l'aéronautique ainsi que dans les industries mécaniques et chimiques.

Après un premier travail dans les années 1960, il a été utilisé en 1985 comme biocéramique en orthopédie : tête fémorale pour prothèses de hanche, de genou et de doigt ; ce qui la qualifie de biocéramique inerte implantable.

La zircone a également trouvé une utilisation dans d'autres applications dans le secteur dentaire : tenons radiculaires, implants, brackets orthodontiques.

La zircone est une céramique très résistante par rapport aux autres céramiques. C'est pourquoi nous pouvons le comparer à l'acier. Nous verrons que par ses propriétés, il peut être utilisé en dentisterie à la fois dans le secteur antérieur et postérieur. Il tire ses propriétés mécaniques exceptionnelles de sa structure micro-grain dense et sans défauts. Pour obtenir ces résultats, la taille moyenne des grains ne doit pas dépasser 0,5 μm . (130)

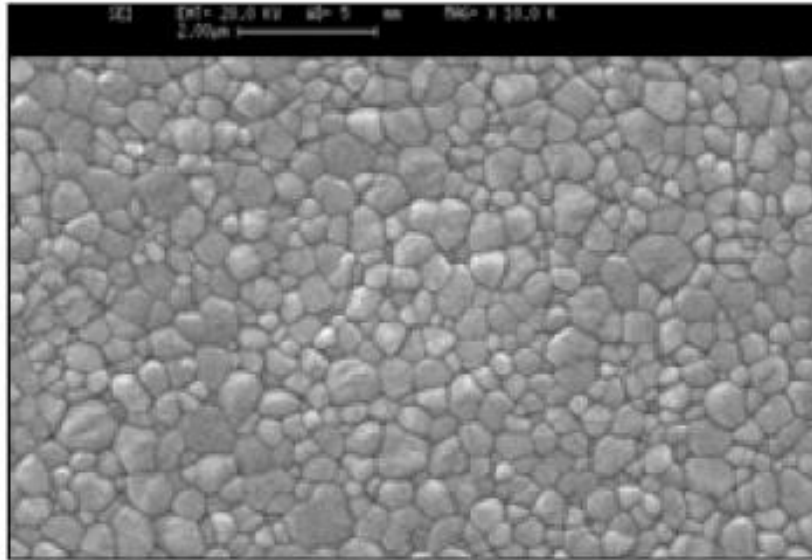


Figure 24 : Structure en micro-grains dense et sans défauts qui confère à la zircone des propriétés mécaniques (MAHIAT, 2006) (130)

Les différents critères qui peuvent influencer sur les propriétés mécaniques de la zircone sont :

- La pureté de sa densité
- La porosité
- La taille de ses grains
- La structure cristalline (proportion de phase tétragonale et de phase monoclinique)
- Les caractéristiques géométriques
- L'état de surface

1- Resistance a la flexion

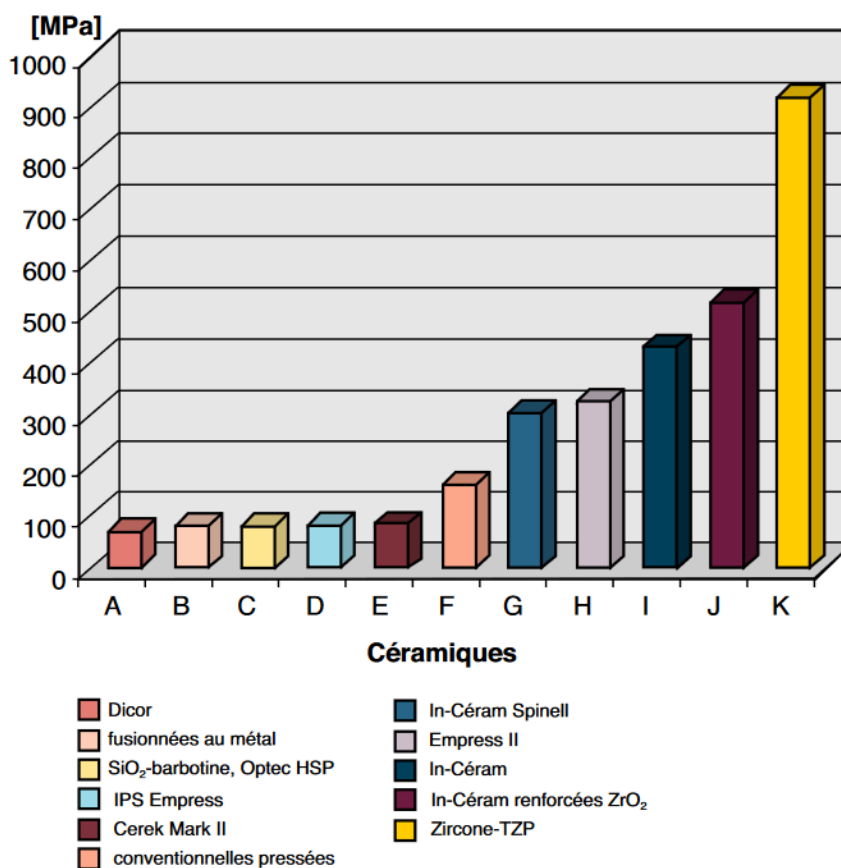


Figure 25 : Qualités mécaniques des céramiques : résistance en flexion (POUJADE et coll, 2008) (131)

Selon une étude de FILSER et al. (2001) (125), on note que la résistance à la flexion de la zirconie varie entre 900 et 1200 MPa. Ces valeurs sont beaucoup plus élevées que les chiffres de résistance obtenus pour d'autres céramiques dentaires, comme le montre le graphique suivant, selon THINSHERT et al. (2001), on voit que la zirconie a deux fois la résistance supérieure aux céramiques infiltrées et encore plus par rapport à l'alumine.

Lorsque l'on compare trois études (ATT et al. En 2008, LARSSON et al. En 2007 et RAIGRODSKY et al. en 2006) réalisée sur la résistance à la flexion entre un bridge de 4 éléments en Y-TZP et un bridge de 4 éléments en alumine, les résultats montrent que la zirconie a une résistance variant entre 1000 et 1200 MPa tandis que les valeurs de résistance, l'alumine reste à un maximum de 600 à 700 MPa.

Les valeurs de résistance à la flexion varient de 700 MPa pour In Ceram ZirconiaR, 1000 MPa pour la zirconie TZP et 1200 MPa pour la zirconie HIP.

La zirconie a un module de Young relativement bas (220 GPa), ce qui lui permet une légère déformation avant la rupture, chose unique pour un matériau à rupture fragile. Car ne l'oublions pas la zirconie reste une catégorie de céramique. (Mahiat 2006) (130)

Résistance à la flexion		
Matériaux à rupture fragile	Matériau	Résist./ Flexion (Mpa)
	Zircone (non HIP)	1100 à 1150
	Alumine	300 à 600
	Céramique infiltrée	600 à 750
	Céramique dentaire renforcée pressée	350
	Céramique dentaire de stratification et verre	90 à 100
Matériaux ductiles		
	Titane	350 à 450
	Aciers	300 à 800
	Alliages précieux	250 à 500

Tableau 1 : Resistance en flexion de différents matériaux utilisés en odontologie (MAHIAT, 2006) (130)

Cependant, il ne faut pas traiter la résistance mécanique seulement sous l'aspect résistance à la flexion. En effet, les matériaux céramiques ont des valeurs 5 à 10 fois supérieures en compression qu'en flexion ou en tension.

Les résultats obtenus sont fortement modifiés par les tests utilisés (flexion en 3 ou 4 points) et par les géométries des différentes formes testées. À ces éléments s'ajoute la présence de micro-défauts structuraux de 1 à 10 μm dans la céramique infiltrée ou même en céramique TZP. Une étude de KOSMAC et al. (1999) (119) ont montré que la résistance à la flexion de plusieurs zircons stabilisés avec de l'oxyde d'yttrium pourrait être considérablement réduit par une finition de surface sous pulvérisation ou à sec. Le sablage à l'alumine et le polissage avec des fraises à grains fins (entre 50 et 150 μm) peuvent ont également une influence sur la résistance à la flexion. Le ponçage provoque le passage des grains tétragonaux aux grains monocliniques et met donc la région en compression. Les propriétés sont renforcées, mais le sablage conduit également à la création de micro-défauts dans le surface de la chape entraînant des fractures. Le polissage quant à lui n'apporte rien car il ne provoque aucun passage en phase monoclinique et crée des micro-défauts. Nous concluons donc que l'influence des finitions de surface sur les propriétés mécaniques de la zircone n'est pas immédiate et est le résultat de la création de micro-défauts de la surface de l'infrastructure qui entraîneront par la suite une rupture. Ce point sera approfondi dans une partie ultérieure.

2- Resistance a la compression

Les forces de compression, décrites dans la littérature par de nombreux auteurs, au niveau postérieur se situent à 500 N.

LUTHY (132) compare différents types de restaurations céramiques. Après mise en charge, il obtient les résultats suivants :

- Restaurations céramiques renforcées au disilicate de lithium : 282 N
- Restauration alumineuse : 518 N
- Restauration en zircon : 755 N

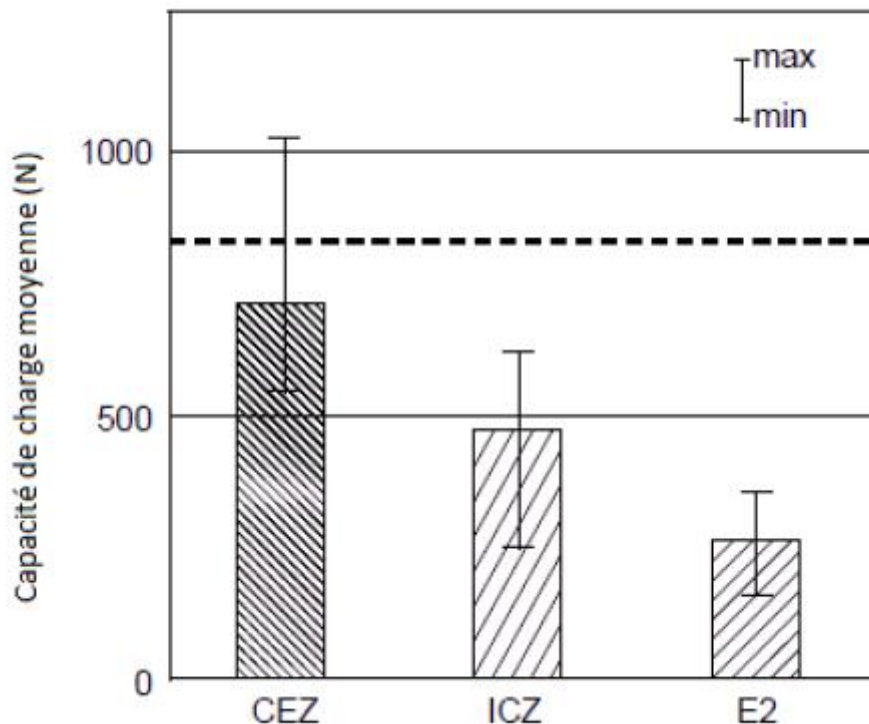


Figure 26 : Capacité de charge moyenne de différentes céramiques (LUTHY et coll., 2005) (132)

(Avec CEZ : restauration en zircon, ICZ : restauration en alumine, E2 : Restaurations céramiques renforcées au disilicate de lithium.)

L'utilisation de la zircon est donc possible pour la réalisation de bridges de 4 éléments dans le secteur postérieur. Les bridges en alumine obtiennent des valeurs moyennes pour la réalisation de telles superstructures, leur indication semble donc limitée.

D'après KOKUBO et coll. (2007) (126), les forces de mastication au niveau des secteurs molaire peuvent atteindre 800N en cas de para fonctions telles que le bruxisme. Il démontre que les bridges en zircon sont tout à fait adaptés car ils peuvent supporter des charges allant jusqu'à 1000 N. On note que FILSER et coll. (2001) (125) donnent des résultats de résistance plus élevés (jusqu'à 1200 N).

Toujours selon KOKUBO et coll. (2007) (126), le design de l'infrastructure du bridge influence sa capacité de résistance à la compression verticale.

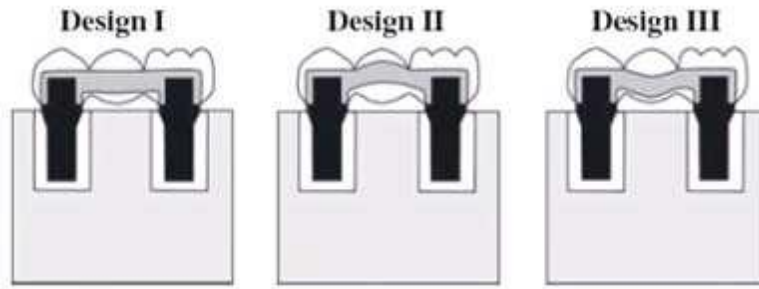


Figure 27 : trois différents types de dessin d'infrastructure. (KOKUBO et coll., 2007) (126)

Il a donc étudié la mise en charge de 3 types d'infrastructures. Les résultats montrent que le design n°2 est le plus résistant. Il peut en effet supporter des charges allant jusqu'à 2475 N. La première fêlure apparaissant à 1387 N pour le design n°2 et respectivement 1292 N et 1039 N pour les design n°1 et 3. La forme retenue pour l'infrastructure de bridge est donc une forme convexe en direction occlusale.

3- Ténacité

La ténacité d'un matériau illustre son comportement face à la rupture en présence d'une entaille, sa capacité à s'opposer à la propagation des fissures. La ténacité évoque la résistance à la fracture. Elle s'exprime en $\text{MPa.m}^{1/2}$. Elle s'exprime par le coefficient K_{iC} . En général, un matériau tenace est peu fragile.

$$K_{iC} = \sigma_b (Y \sqrt{a})$$

Avec :

- K_{iC} : coefficient de résistance à la fracture
- σ_b : tension de la fracture
- Y : facteur géométrique
- a : dimension du défaut

Donc d'après la formule, plus un défaut est petit, plus la ténacité est élevée.

Selon les études de SUTTOR (2001) (133) et de CHRISTEL et coll. (1989) (24), les zircons HIP et Y-TZP

N'ont pas le même K_{iC} . Pour la zircone Y-TZP, il varie entre 5 et 10 $\text{MPa.m}^{1/2}$, pour la zircone HIP, il est de 9 à 10 $\text{MPa.m}^{1/2}$. D'autres auteurs comme TAKAGI lui attribue un K_{iC} de 8.4 $\text{MPa.m}^{1/2}$. Ces valeurs restent sensiblement proches. On note donc que la ténacité de la Zircone est supérieure à celle de l'alumine (entre 3 et 4 $\text{MPa.m}^{1/2}$.) et que la zircone HIP a une ténacité supérieure à la zircone pré frittée. (13,52,78)

Ténacité		
Matériaux à rupture fragile	Matériau	MPa m ^{1/2}
	Zircone	8 à 10
	Alumine	3 à 4
	Céramique infiltrée	5 à 6
	Céramique dentaire	2 à 3
	Verre	0,70
Matériaux ductiles		
	Titane	50 à 80
	Aciers	400 à 800
	Alliages précieux	200 à 400

Tableau 2 : Ténacité de différents matériaux utilisés en odontologie. (MAHIAT, 2006) (130)

4- Renforcement par transformation de phase

Cette propriété est une des bases de la grande résistance mécanique de la zircone, elle a été découverte par GARVIE et coll. en 1975 (135). Elle est aussi appelée "procède de renforcement par microfissuration". C'est une propriété extrêmement importante pour nous car c'est grâce à elle que la zircone résiste parfaitement à la fissuration et donc à la fracture.

Le principe est que la phase métastable augmente sa résistance face à la propagation des fissures par un phénomène d'absorption des contraintes. En effet, les cristaux qui étaient maintenus artificiellement sous cette structure tétragonale (phase instable à température ambiante), par la présence d'yttrium, profitent de cet apport d'énergie provoqué par la fissuration pour retourner en phase monoclinique (phase stable à température ambiante). Lors de ce passage, il se produit un léger grossissement des cristaux de zircone (entre 3% et 5%), ce qui facilite l'arrêt de la propagation de la fissure. Les cristaux monoclinaux, plus volumineux que les cristaux tétragonaux, placent donc la région en compression et évitent la propagation de la fêlure. Bien sûr en cas d'apport d'énergie trop important, la fissure se poursuit jusqu'à la fracture.

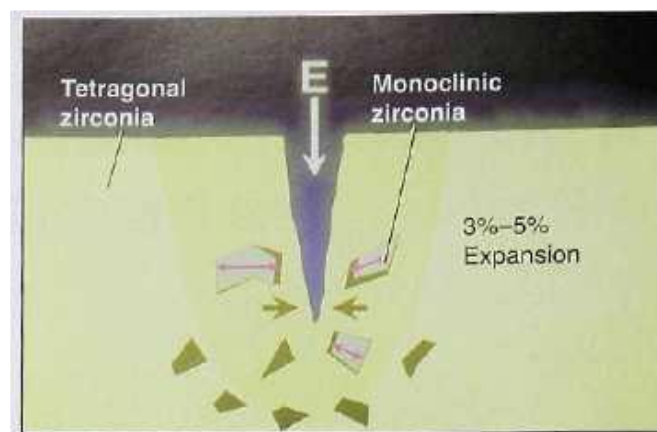


Figure 28 : Renforcement par transformation de phase. (SORENSEN, 2003) (136)

On s'aperçoit donc que les retouches sur des chapes sont impossibles, puisqu'on peut les assimiler à des fissures qui potentiellement peuvent se transformer en fracture. Ces fissures deviennent ainsi des potentielles amorce de fractures. C'est le principal défaut des matériaux céramiques.

5- Module d'YOUNG (55)

Le module d'YOUNG est aussi appelé module d'élasticité. Il caractérise la déformation d'un matériau sous une contrainte donnée. Plus celui-ci est haut, moins le matériau subit de déformation sous une contrainte donnée avant rupture, il est donc plus ou moins cassant suivant la valeur de ce module.

Module d'élasticité		
Matériaux à rupture fragile	Matériau	GPa
	Zircone	220
	Alumine	400
	Verre	73
Matériaux ductiles		
	Titane	120
	Aciers	200 à 280
	Alliages précieux	80 à 150

Tableau 3 : Module d'élasticité de différents matériaux utilisés en odontologie. (MAHIAT, 2006) (130)

D'après ce tableau, l'oxyde de zirconium a un module d'élasticité de 220 GPa. Par rapport à l'alumine, la zircone tolère donc beaucoup plus de déformation. Ce module d'élasticité bas est un fait unique dans les matériaux céramique qui sont des matériaux généralement "cassants". Le module d'YOUNG de la zircone lui permet donc d'absorber une certaine partie des contraintes et donc autorise une légère déformation avant la fracture. Ce module d'Young relativement bas permet à la zircone de bien répondre aux tests de fatigue.

6- Resistance a la fatigue

La résistance à la fatigue d'un matériau détermine sa capacité à assurer sa fonction dans le temps. Cet aspect est important à contrôler car lors de la réalisation de nos prothèses, il faut avoir une vision à long terme. Les restaurations prothétiques que nous sommes amenés à concevoir doivent durer dans le temps.

D'après une étude de PITTAYACHAWAN et coll. (2007)(137), après une mise en charge à 25% de la charge maximale et ce pendant 20000 cycles (ce qui correspond à des conditions d'utilisation moyennes), la résistance en flexion biaxiale des bridges en zircone diminue de 10%. La zircone résiste donc très bien lors d'une utilisation physiologique dans le temps.

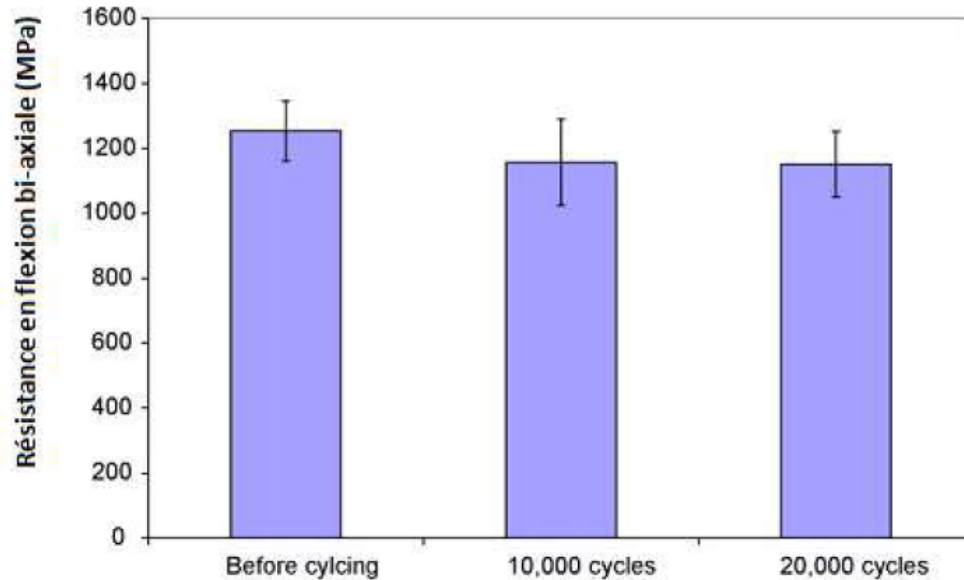


Figure 29 : Résistance à la flexion avant et après les tests de fatigue (PITTAYACHAWAN et coll., 2007) (137)

7- Résistance à l'hydro-fatigue

Les reconstitutions prothétiques que l'on va réaliser seront mises en place dans la cavité buccale. Or la présence de la salive va avoir une action de diminution des capacités (résistance à la flexion, etc....) des prothèses dans le temps.

Une étude de Sorensen (136) démontre que, après une semaine d'immersion dans ces fluides, toutes les céramiques ont une diminution de leurs propriétés de 20 à 30%. (Empress 1 (leucite) : -22%, Empress 2 (disilicate de lithium) : -19%, in ceram alumina : -31%) Seule la zircone ne varie pratiquement pas. Les échantillons de céramiques vont voir leur solidité diminuer par la propagation de fissures. On parle de fissuration par contrainte de corrosion.

La zircone quand elle est adaptée au vieillissement dans un milieu buccal.

Ceramic system	Type of ceramic	Air storage		Water storage	
		Mean	SD	Mean	SD
Empress (Ivoclar)	Leucite	147	26	114	23
Empress 2 (Ivoclar)	Lithium disilicate	337	30	271	43
In-Ceram (Vident)	Alumina	535	85	370	101
In-Ceram	30% zirconia, 70% alumina	704	93	663	99
Lava (3M Espe)	Zirconia	1048	133	1095	46

Figure 30 : valeurs de résistance en flexion biaxiale pour des céramiques stockées dans l'air et dans l'eau. (SORENSEN, 2003) (136)

Une autre étude de PAPANAGIATOU et coll. en 2006 (139) vient confirmer ces résultats. Les auteurs de cette étude ont vieilli artificiellement des échantillons de zircone dans l'eau pendant 24 heures ou 7 jours. Ils les ont ensuite testés en flexion sur 3 points. Lors de l'observation des résultats, ils n'ont pas noté de modifications significatives de résistance en flexion entre les échantillons non vieillis et ceux vieillis artificiellement. Donc pour PAPANAGIATOU et coll., l'eau n'aurait pas d'influence sur la résistance de la zircone. Il note cependant, après observation des échantillons vieillis, une transformation de phase à la surface des barres de zircone et note que cette transformation est accélérée par le temps et la température. Les auteurs précisent que ce vieillissement n'altérerait pas la résistance en flexion des chapes de zircone. TANAKA et coll. (2003) (123) ont eux aussi testé cette résistance après vieillissement et ont noté une diminution de la résistance en flexion de 1360 à 1050 MPa. Ils notent également la présence de cristaux monoclinaux à la surface des échantillons vieillis. Ils précisent toutefois que les valeurs obtenues après le vieillissement restent acceptables pour envisager d'utiliser la zircone comme une céramique d'armature.

B) Intérêt de la Zircone en Implantologie

1- Biocompatibilité

La biocompatibilité se définit comme « la capacité d'un matériau à induire une réponse appropriée de l'hôte dans une application spécifique » selon la European Society of Biomaterials. Un matériau est biocompatible s'il n'entraîne pas de réaction immunitaire, inflammatoire, allergique ou cytotoxique.

	Implants aciers	Implants en alliage métallique	Implants en titane	Implants à bague zircone
biocompatibilité	Aucune biocompatibilité : → péri implantite.	Biocompatibilité possible, mais mauvaise.	Bonne Biocompatibilité	Biocompatibilité optimale

Figure 31 : Comparaison de la biocompatibilité des différents matériaux

La zircone appartient à la classification des céramiques inertes. Elle est donc extrêmement biocompatible. D'après COMBES, " l'inertie chimique des matériaux céramiques permet de minimiser les réactions de l'hôte", donc la stabilité de la structure chimique de la zircone lui confère une excellente biocompatibilité. Les céramiques sont beaucoup plus stables que les résines ou les métaux car elles ne subissent pas de dégradation par corrosion.

Du fait de sa biocompatibilité, la zircone présente de nombreuses qualités :

- Haute résistance à la corrosion
- Inertie chimique
- Absence de flash au scanner et à l'IRM
- Meilleures propriétés anti-plaque dentaire
- Absence de toxicité
- Absence de bimétallisme
- Très faible coefficient d'effritement
- Excellente tolérance tissulaire

2- Propriétés carcinogènes

La biocompatibilité d'un matériau passe par son caractère "non carcinogène". Les études *in Vitro* menées par COVACCI et coll. (1999)(83) puis par SILVA et coll. (2002)(30) montrent que l'oxyde de zirconium placé dans un organisme ne peut entraîner de mutations géniques. Il n'a aucun pouvoir oncogène sur les fibroblastes, ostéoblastes, monocytes, macrophages, lymphocytes.

3- Ostéointégration

Le succès thérapeutique en implantologie repose sur l'ostéointégration ; qui se définit comme une connexion directe entre l'implant et l'os sans interposition de tissus mous.

Bränemark définit l'ostéointégration comme une « une apposition osseuse directe sur la surface implantaire sans interposition de tissu fibreux » (1977) (154)

En 1991, Zarb et Albrektsson (140) définissent l'ostéointégration comme « le processus par lequel est obtenue une connexion rigide et cliniquement asymptomatique entre un matériau inerte et l'os.

Cette connexion est maintenue sous une charge fonctionnelle. L'ostéointégration est sous la dépendance de 6 facteurs définis par Albrektsson (61) :

- Les matériaux utilisés : le titane est aujourd'hui le matériau le plus utilisé en France.
- La forme des implants : il existe deux formes d'implants : vis ou cylindres. Les résultats ont montré une plus grande stabilité avec les vis. –
- L'état de surface : une surface rugueuse par sablage et mordantage permet une meilleure adhérence à la fibrine permettant une meilleure apposition osseuse. -
- L'état du site implantaire : les conditions osseuses et muqueuses en bouche. –
- La technique chirurgicale : l'os ne supporte pas une température inférieure à 47°, donc le fraisage de l'os ne doit pas dépasser cette température. De plus, les forets doivent être de taille croissante, sous irrigation et à une vitesse inférieure à 1200 tour/min. –
- Conditions de mise en charge : à l'origine, Bränemark conseillait une mise en charge des implants avec un délai de mise en charge de 3 à 8 mois.

En 1986, Albrektsson, Zarb, Worthington et Eriksson (61) définissent également les critères de succès des implants :

- L'implant doit rester immobile quand celui-ci est testé cliniquement
- À la rétro alvéolaire l'absence d'image radio claire autour de l'implant
- La perte osseuse doit être inférieure à 0,2 mm entre deux séances d'examen espacées de 1 an.
- De nombreux signes cliniques subjectifs et objectifs, persistants et/ou irréversibles doivent être absents : douleur, infection, nécrose tissulaire, paresthésie, communication bucco-sinusienne ou bucco-nasale, effraction du canal dentaire inférieur
- Le taux de réussite à 5 ans doit être de 85% et de 80% à 10 ans pour parler de succès implantaire.

Avant d'aller plus loin, deux termes sont à définir :

- BIC (Bone Implant Contact= contact os-implant) : pourcentage de surface du corps implantaire en connexion directe avec le tissu osseux.
- RTQ (Removal Torque Test) : repose sur la mesure des forces nécessaires au retrait de l'implant hors de l'os. Cela permet d'évaluer la qualité de l'ostéointégration d'un implant. Une valeur importante signifiera un implant mieux ancré dans l'os.

De nombreuses études précliniques d'évaluation de la qualité d'ostéointégration c'est-à-dire la hauteur de contact os-implant ont été menées pour les implants zircone.

Sollazzo (64) et al ont mis en évidence que l'ajout d'un revêtement en zircone à la surface d'un implant titane, placés dans des tibias de lapins, possède un BIC plus important que les implants titane témoins.

Akagawa et al (65) n'ont quant à eux, pas révélé de différence significative de BIC entre des implants zircone mis en fonction et des implants zircone non mis en fonction sur des chiens.

En 2011, une étude menée par Andreilotti (66) a permis de montrer qu'il n'y a aucune différence dans le taux de l'ostéointégration entre les différents matériaux de l'implant (alumine, céramique, zircone, titane) dans l'expérimentation animale.

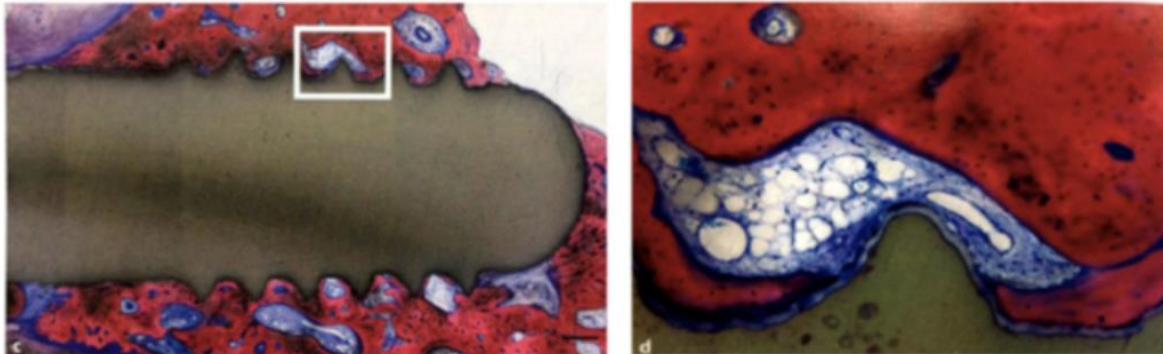


Figure 32 : Coupe histologique de l'ostéointégration sur du titane (62)

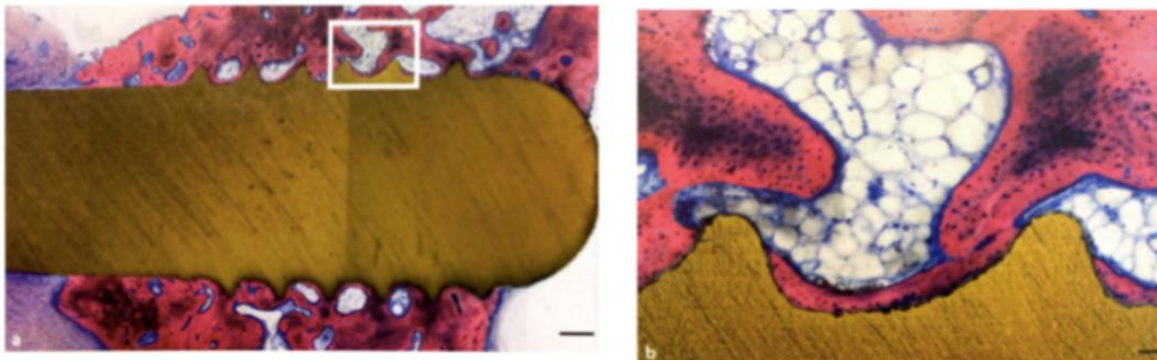


Figure 33 : Coupe histologique de l'ostéointégration sur de la zircone (62)

On observe sur ces coupes histologiques une ostéointégration très similaire entre implants zircone et implants titane

Actuellement, les données scientifiques et cliniques pour les implants en céramique en général et pour les implants zircone en particulier ne sont pas suffisantes pour recommander les implants en céramique pour utilisation clinique de routine

4- Respect du parodonte

Concernant le respect du parodonte, on considère que celui-ci va dépendre de la capacité du matériau à être directement ou indirectement à l'origine d'une inflammation

Concernant l'adhérence du biofilm, des études réalisées à la surface d'échantillons en zircone et en titane de rugosité similaire, montre une plus grande colonisation bactérienne pour les échantillons en titane. Il a également été constaté que l'adhésion précoce et la colonisation des bactéries sur les surfaces en zircone était beaucoup moins importante que sur les surfaces en titane. C'est un atout considérable car cela entraîne moins de plaque

dentaire et donc moins de réaction d'inflammatoire du parodonte par rapport à un élément titane. (89) (90)

Parlant de rugosité de surface : selon KOU et coll. (2006) (141), la rugosité de surface est un élément déterminant dans la qualité de l'attache hémi-desmodontale entre parodonte et zirconie, il doit être apporté une très grande minutie à l'état de surface final qui doit être parfaitement poli. Dans leurs publications, JUNG et coll. (2007)(142) et SALDANA et coll. (2007) (127) montrent que la zirconie permet cette adhésion. Les hémidesmosomes forment une néo-attache avec l'oxyde de zirconium qui s'assimile à une attache rampante.

De plus, RAFFAELI et coll. (2008) (143) ont montré qu'il est possible à des fibroblastes, qui est un marqueur important du tissu conjonctif, d'adhérer à la surface de la zirconie sans altérations de celles-ci car produisant encore de la fibronectine.

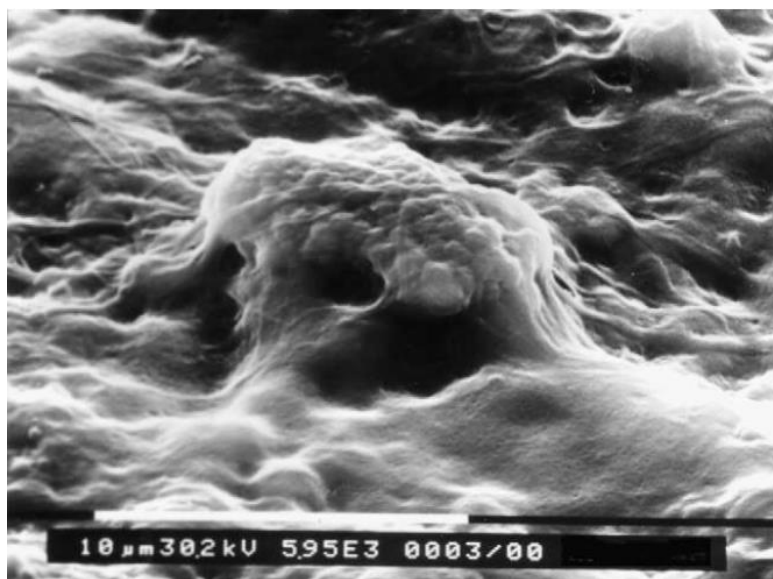


Figure 34 : Observation au microscope électronique d'une culture de fibroblaste sur une surface en zirconie. (MANICONE et coll., 2007) (31)

On peut donc en déduire que la zirconie est parfaitement tolérée par le tissu conjonctif.

SALDANA et coll. (2007)(127) ont étudié une zirconie ultra fine afin d'améliorer encore ses performances. Ils ont comparé une zirconie avec des grains fins de 0.24 μm et d'une dureté Vickers de 172 avec une zirconie conventionnelle (taille des grains : 0.4 μm ; dureté Vickers 98). Cette étude leur a permis de démontrer qu'en plus d'une augmentation de ses propriétés mécaniques, la biocompatibilité restait haute malgré la diminution de la taille des grains.

5- Propriétés optiques et esthétiques

La couleur naturelle de l'oxyde de zirconium varie du blanc à l'ivoire. Elle est variable en fonction de la densité du matériau. Plus la zircone est dense, plus elle est translucide. Dans un matériau translucide, la lumière circule facilement.

Comparée aux autres céramiques, la zircone est plus opaque et n'est donc pas la céramique de choix en ce qui concerne le secteur antérieur. Son aspect esthétique est tout de même nettement supérieur aux systèmes céramo-métalliques. Une étude de EDELHOFF et SORENSEN en 2002 (144) a permis de classer les différentes céramiques d'armature en fonction de leur translucidité. Les résultats obtenus sont les suivants : (du plus au moins translucide) In Ceram spinellR (céramique infiltrée) > empess IIR (vitrocéramique) > ProceraR (céramique alumineuse polycristalline) > zircone Y-TZP préfrittée ou HIP > In-Ceram zirconiaR (céramique Alumine 70% zircone 30%). Les chapes contenant de la zircone sont les moins translucides.

L'opacité de la zircone présente toutefois un intérêt lorsqu'il s'agit de masquer un pilier fortement coloré ou un inlay-core métallique.

Cliniquement, la zircone apparaît blanche. C'est un paramètre important car cela peut perturber le rendu esthétique des couronnes en leur donnant trop de clarté, ou au contraire réduire légèrement le préjudice esthétique en cas de récession gingivale autour des implants ou piliers en zircone.

Il est possible de modifier la teinte de la zircone en lui ajoutant des dopants avant le frittage. Cela entraînera toutefois une diminution des qualités mécaniques.

L'épaisseur de l'armature est une composante très importante de l'aspect esthétique et de la translucidité de l'armature (24). En effet d'après HAUPTMANN et coll. (2000) (145), il est important de noter qu'une faible épaisseur de céramique opaque sera autant, voir plus translucide qu'une céramique plus translucide à la base mais assemblée en couches épaisses.

6- Propriétés thermiques

La zircone comme toutes les céramiques est un faible conducteur thermique. Elle permet donc d'isoler le complexe pulpaire et ainsi de créer des prothèses sur dents vivantes. La conductivité thermique de la zircone est de 2 W/m.K. La présence de lacunes d'oxygène dans sa structure (intégrées avec les ions yttrium) explique ce coefficient bas. La zircone est donc un très bon isolant thermique et n'a aucun effet galvanique, différence importante avec les systèmes céramo-métalliques.

Le coefficient de dilatation thermique de la zircone se situe entre 10.5 et $11 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$. Les céramiques cosmétiques doivent avoir le même coefficient afin de limiter les fractures. En effet si la différence de coefficient entre les deux céramiques dépasse $1 \cdot 10^{-6}$, la céramique est mise en compression cela entraîne un risque de fracture.

7- Propriétés radiologiques

Un autre intérêt de la zircone est sa radio-opacité. Elle est donc très utile au niveau implantaire. De plus, la zircone présente un intérêt majeur, c'est qu'elle n'engendre pas de flash lors d'un IRM ou d'un scanner.

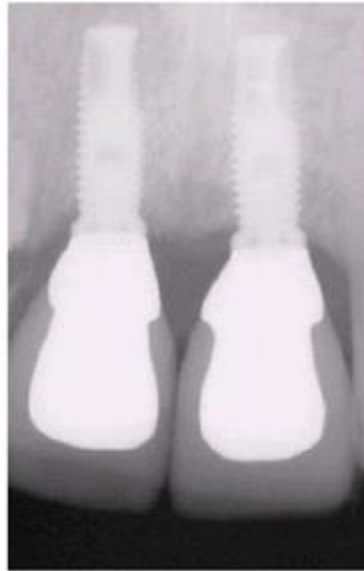


Figure 35 : Aspect radiographique des chapes en zircone. (Radiographie intra-orale d'illustration)

Il est aisé de différencier sur la radiographie le titane de la zircone par la différence de radio-opacité des matériaux.

C) Limites biomécaniques et premiers échecs historiques

Malheureusement comme tout matériaux, celui-ci présente aussi des défauts et non des moindres. Si La zircone est doté d'une solidité remarquable à T-0, ses propriétés physiques vont être amenés à diminuer suivant les conditions auxquelles elle sera exposée et suivant, nous allons le voir, par plusieurs procédés.

1- Vieillessement

La zircone souffre d'un phénomène de dégradation à basse température appelé le vieillissement de type LTD pour "Low Temperature Degradation". Ce phénomène a été découvert par KOBAYASHI et coll. (150) au début des années 1980.

Le vieillissement de la zircone se produit d'abord en surface et se propage ensuite en profondeur. C'est une réaction isotherme qui provoque le passage des grains de zircone de la phase tétragonale à la phase monoclinique avec comme conséquence logique une augmentation de volume et donc une apparition d'une rugosité de surface en plus d'une diminution des propriétés mécaniques.

En 1991, SWAB (128) décrit les 6 étapes principales du vieillissement :

- L'intervalle de température le plus critique dans le mécanisme du vieillissement est compris entre 200 et 300°C
- les effets du vieillissement sont : la réduction de la résistance, la diminution de la dureté et de la densité, et une augmentation de la phase monoclinique.
- La diminution des propriétés mécaniques due au changement de phase tétragonale-monoclinique se manifeste par des fissures micro et macroscopique au sein du matériau.
- La transition tétragonale-monoclinique commence sur la surface du matériau et progresse dans la masse du matériau.
- La réduction de la taille des grains et/ou l'augmentation de concentrations d'oxydes stabilisateurs réduit le taux de transformation
- La transformation tétragonale-monoclinique est augmentée dans l'eau ou dans la vapeur.

D'après CHEVALIER (2006) (39), l'eau serait considérée comme une contrainte qui agirait au contact de la céramique, en provoquant sa microfissuration et permettant ainsi sa pénétration en profondeur. Ce phénomène serait responsable du vieillissement accéléré de la zirconie, ce qui majorerait le risque de fracture de la zirconie avec le temps.

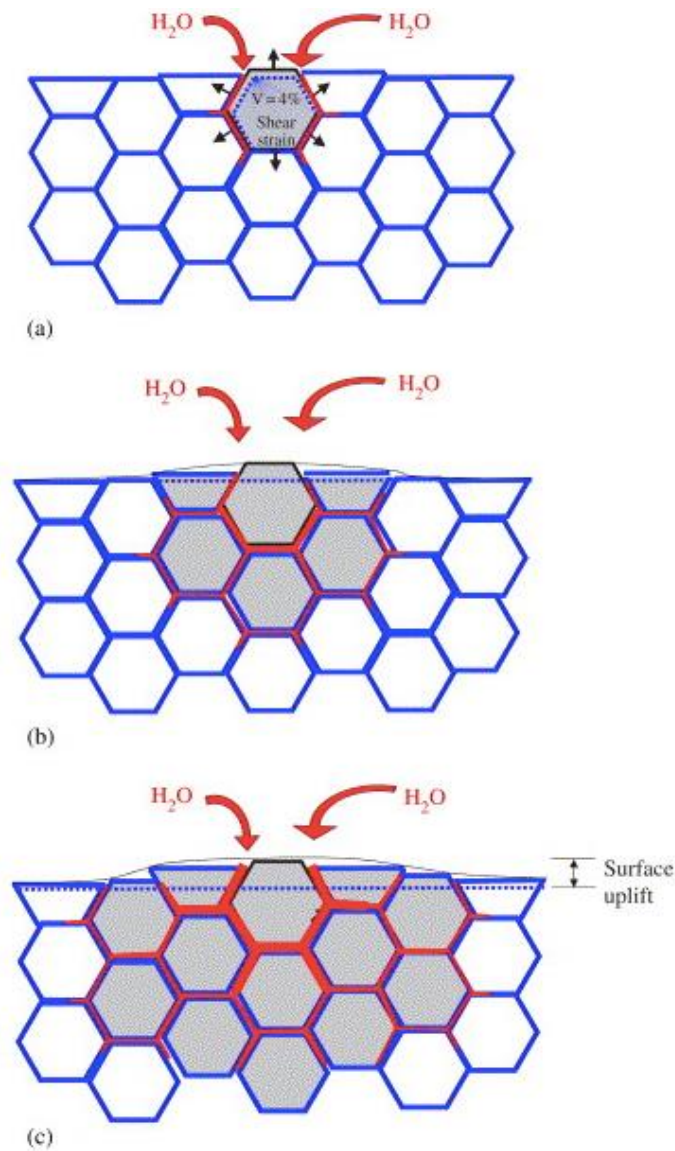


Figure 36 : Etapes du vieillissement de la zircone sous l'action de l'eau (CHEVALIER, 2006)
(39)

Le principe général du vieillissement :

- Etape 1 : passage d'un grain de zircone placé en surface du matériau de la phase tétragonale à la phase monoclinique sous l'action des molécules d'eau
- Etape 2 : augmentation de volume et microfissuration due à la différence de taille entre les phases monoclinique et tétragonale.
- Etape 3 : passage de l'eau dans les microfissurations et extension de la fissure en profondeur.

Si la cause première de l'action de l'eau sur le passage phase tétragonale/phase monoclinique n'est pas parfaitement connue et que plusieurs hypothèses s'opposent, les principes généraux et les conséquences sont acceptés par tous les auteurs.

- Le vieillissement est causé par un passage phase quadratique/phase monoclinique avec une microfissuration.
- Il progresse de la surface vers la profondeur du matériau.
- Trois déterminants le favorisent et l'accélèrent : l'eau, la taille des grains, les stabilisants.
- Le seuil où le vieillissement est le plus rapide est situé entre 250°et 300°C.
- Les effets du vieillissement sont la réduction des propriétés mécaniques du matériau et la majoration du risque de fracture.

Les théories qui s'opposent sur la source du vieillissement sont la corrosion par l'eau, la transformation sous contrainte, la déstabilisation, le vieillissement provoqué par les anions oxygène.

- **La corrosion par l'eau**

Deux théories s'affrontent, celle de SATO et coll. et celle de YOSHIMURA et coll. (138)

Pour SATO et coll. (138), la cause première est l'existence à la base de micro-défauts de surface à partir desquels les molécules d'eau vont pouvoir agir en rompant la liaison Zr-O-Zr. On obtiendrait des groupements Zr-O-H.

De proche en proche, l'eau va pouvoir agir sur les liaisons et progresser en profondeur. Ainsi, une augmentation de la taille des défauts va se produire ce qui va avoir pour conséquence d'entraîner un relâchement des contraintes mécaniques qui stabilisent la phase tétragonale. Le passage en phase monoclinique peut donc se produire.

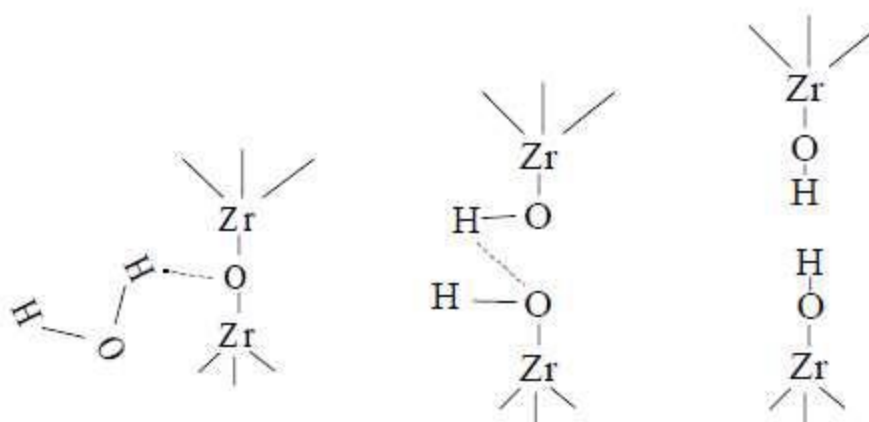


Figure 37 : Mécanisme du vieillissement selon Sato (GREMILLARD, 2002) (138)

Pour YOSHIMURA et coll. (138), le vieillissement serait provoqué par une adsorption des molécules d'eau à la surface de la zircone. Cela aurait pour conséquence de créer des sites sous contrainte par la formation de liaisons Zr-O-H. Puis une accumulation des contraintes se produit ce qui va entraîner le passage de la phase tétragonale en monoclinique avec une microfissuration et ainsi un accès de l'eau en profondeur et une progression de la dégradation.

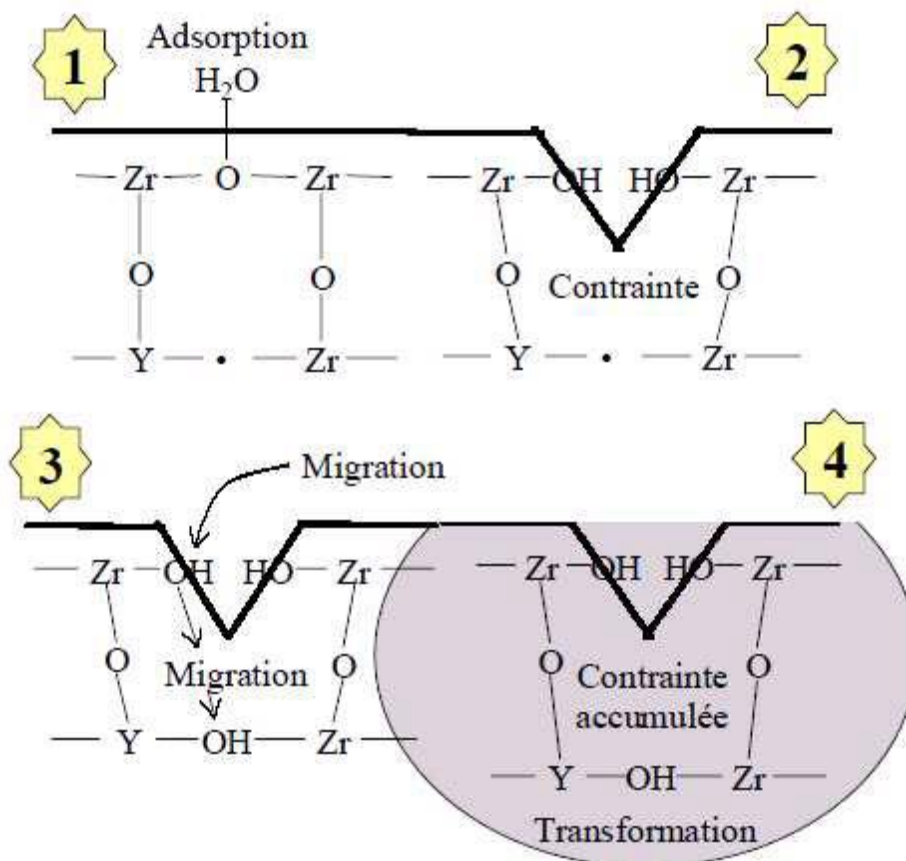


Figure 38 : Mécanisme du vieillissement par corrosion selon Yoshimura (GREMILLARD,2002) (138)

- La déstabilisation

Ce mécanisme est proposé par LANGE et coll. (156) Il repose entre une interaction entre l'eau et les ions Yttrium. Ces derniers migreraient à la surface de la zircone afin d'établir des liaisons avec les molécules d'eau et de former des cristallites d'hydroxyde d'yttrium ($\alpha-Y(OH)_3$). La conséquence serait de créer des zones appauvries en yttrium et donc déstabilisées. Le passage vers la phase monoclinique peut donc avoir lieu. Ces zones de grains en phase monoclinique vont croître de proche en proche et créer des microfissurations.

- La transformation sous contrainte

Ce mécanisme est proposé par SCHMAUDER et SCHUBERT (154). Ils supposent que la transformation phase tétragonale/phase monoclinique est due à une corrosion sous contrainte par les molécules d'eau. Il se produirait également une formation de cristallites d'hydroxyde d'yttrium ($\alpha\text{-Y(OH)}_3$) par diffusion de molécules d'eau dans la matrice via les lacunes d'oxygène. Le résultat obtenu est, comme dans le mécanisme proposé par LANGE et coll., un appauvrissement de certaines régions en yttrium, donc une déstabilisation locale du matériau et un retour des grains à la phase monoclinique.

- Le vieillissement provoqué par les anions oxygène

LEPISTO et MANTYLA (155) suggèrent que la dissolution de la zirconne s'effectue au niveau du joint entre les grains. L'eau réagit avec les lacunes d'oxygène pour produire des ions hydrogènes interstitiels et des ions oxygènes annihilant les lacunes et conduisant à la déstabilisation de la phase quadratique vers la phase monoclinique.

Tous ces mécanismes aboutissent donc à la même conclusion : la microfissuration de la chape de zirconne à long terme. On l'a vu, il existe des déterminants qui vont influencer ce vieillissement.

- L'eau

Comme dit précédemment, les différents mécanismes proposés mettent tous en jeu l'eau, celle-ci étant un précurseur du vieillissement. Ce dernier a aussi lieu dans l'air avec une vitesse beaucoup plus lente. Cela est dû à la présence de molécule d'eau dans l'air car aucun vieillissement n'a été observé dans le vide.

Nos chapes, piliers et implants en zirconne, placés dans le milieu buccal seront donc soumis à un vieillissement à long terme. Cependant, on l'a vu précédemment, selon une étude de SORENSEN (2003) (136), ce vieillissement est faible mais permanent.

Le risque de fissure puis de fracture par contrainte de physico-chimiques liés à l'eau est réel sur le long terme.

- La température

La vitesse de vieillissement de la zirconne est maximale au niveau d'une température comprise entre 250° et 300°C. Le passage de la zirconne pendant 1 heure dans un autoclave à 134°C ferait vieillir cette dernière de 3 à 4 années.

De plus, DAMBREVILLE et coll. En 1998 (146) montrent également que passer un échantillon de zirconne pendant 5 heures dans une autoclave à 200°C, ce qui équivaut à une durée de vie *in vivo* de 20 ans, provoquait seulement l'apparition de 2 à 3% de phase monoclinique. Le vieillissement est donc assez faible dans des conditions *in vitro*.

Il faut cependant voir ce que cela donne dans des conditions *in vivo* bien différentes des conditions de l'expérimentation, par l'ajouts par exemple des contraintes répétées et du Ph

variable dans la cavité buccale pour ne citer que ces facteurs parmi les multiples présent dans ce milieu.

On l'a vu précédemment, TANAKA et coll. (2003) (**123**) ont testé la résistance en flexion après vieillissement et ont noté une diminution de 1360 à 1050 MPa. Ces valeurs restent acceptables pour envisager d'utiliser la zircone comme céramique d'armature.

- **La taille des grains**

La relation entre les propriétés mécaniques de la zircone et le vieillissement en fonction de la taille des grains est largement étudiée. Si l'augmentation de la taille des grains améliore la ténacité et sa résistance à la propagation des fissures, elle a pour conséquence néfaste d'accélérer la cinématique de vieillissement du matériau.

On note qu'il existe deux tailles de grain critiques :

1. $S(\min)$ est celle sous laquelle aucune transformation ne peut être possible. Elle varie selon les auteurs.
2. $S(\max)$ est la taille des grains au-dessus de laquelle la transformation de la phase quadratique à la phase monoclinique a lieu spontanément. Elle est de $0.6 \mu\text{m}$.

On retient donc que le vieillissement est plus rapide quand la taille des grains augmente car la stabilité de la phase tétragonale diminue et qu'il existe une taille critique des grains en dessous de laquelle aucune transformation ne peut avoir lieu. Elle est d'environ $0.3 \mu\text{m}$.

On voit se dessiner une hypothèse testée par ZWAHLEN et coll. : mettre une couche de grains fin en surface afin de limiter le vieillissement et mettre des grains de taille plus importante en profondeur afin de conserver toutes les propriétés mécaniques de la zircone. L'intérêt de cette technique est limité car son usinage produit énormément de défauts de surface et donc un état de surface incompatible avec son utilisation clinique.

- **Les stabilisants**

Le rôle des stabilisants (yttrium, alumine, cérium, etc..) est de maintenir la zircone dans sa phase quadratique. Ils jouent donc un double rôle : sur le vieillissement et sur les propriétés mécaniques en maintenant le matériau dans une configuration optimale.

Augmenter la quantité de stabilisant a pour effet d'améliorer le vieillissement de la zircone en passant une partie des grains en phase cubique qui, elle, ne se transforme pas. Mais cela engendre donc des propriétés mécaniques plus faibles.

Il faut donc avoir un équilibre juste entre vieillissement et propriétés mécaniques.

Le vieillissement de la zircone est donc la cause principale d'échecs notamment par le phénomène de dégradation à basse température.

Ces échecs de la zircone ont été constatés majoritairement dans l'histoire dans le domaine des implants orthopédiques. En effet au début des années 2000, plus de 400 têtes fémorales en zircone ont cassés en raison d'un vieillissement accéléré du matériau et ont donc nécessitées une réintervention chirurgicale avec toutes les difficultés engendré par la situation.



Figure 39 : Tête de prothèse fémorale en zircone (Image d'illustration)

Pour en revenir aux problèmes pouvant se rencontrer en implantologie orale, une défaillance mécanique peut aussi se produire pendant la mise en place chirurgicale de l'implant ou lors de son chargement fonctionnel avec la pose de la prothèse en dehors des recommandation du fabricant.

Cela se manifeste par une fracture de l'implant ou du pilier en différent endroits.



Figure 40 : Implants fracturés lors de la chirurgie (48)

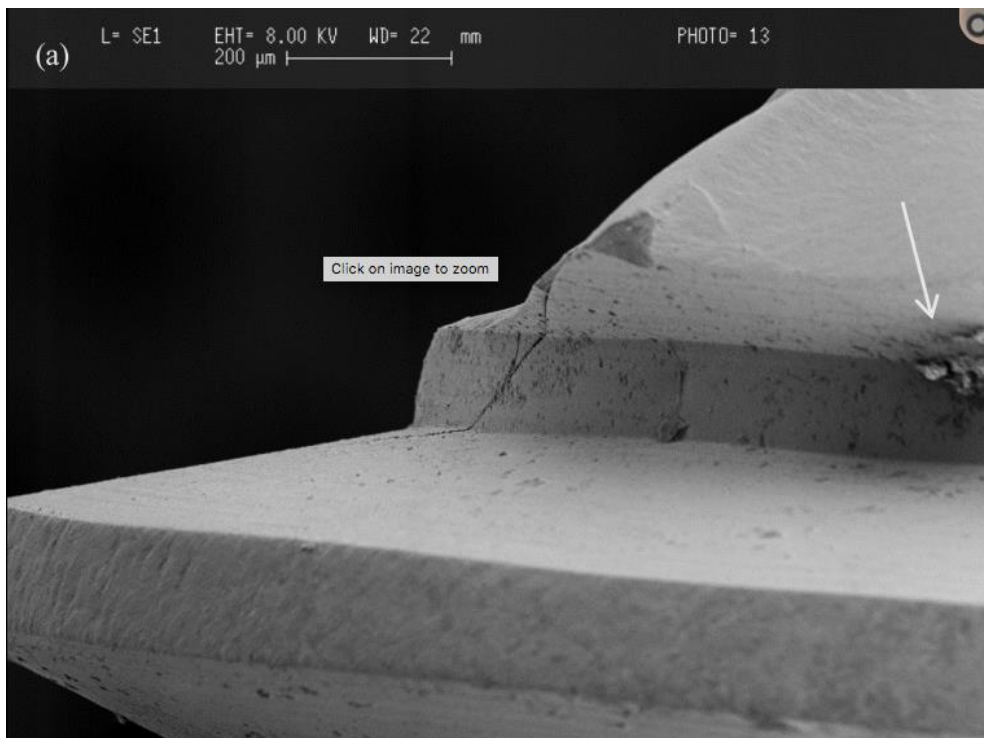


Figure 41 : Image en microscopie électronique mettant en valeurs les micro-cracks et porosités sur un implant zircone (48)



Figure 42 : image en microscopie électronique mettant en valeurs les micro-cracks et porosités sur un implant zircone (48)

IV) Revue du NobelPearl® : nouvelle voie dans l'implantologie orale ?

Le NobelPearl® est la dernière génération d'implant céramique, adoptant une forme cylindro-conique, celui-ci a l'innovation principale d'être en 2 pièces (implant et pilier), avec une connectique interne, comme une majorité d'implants titane actuels, permettant de ce fait de réaliser de la prothèse transviscée, à la biocompatibilité supérieure face à la prothèse implantaire scellée.



Figure 43 : Illustration de l'implant NobelPearl® (149)

Cet implant est disponible sous 2 plateformes :

- Une plateforme RP de diamètre 4,2 mm, de longueur 8mm, 10mm, 12mm, 14mm auxquels s'ajoutent 1,6 mm de col
- Une plateforme WP de diamètre 5,5 mm, de longueur 8mm, 10mm, 12mm auxquels s'ajoutent 1,6 mm de col

L'implant par sa conception a été doté d'éléments améliorants sa stabilité primaire, tel qu'une forme anatomique cylindro-conique, un réservoir à copeaux osseux à l'apex, et ce malgré qu'il ne soit indiqué que pour des chirurgies en 2 temps exclusivement.

Il dispose également de sa trousse chirurgicale propre et de ses séquences de forages spécifiques avec ses forets uniques

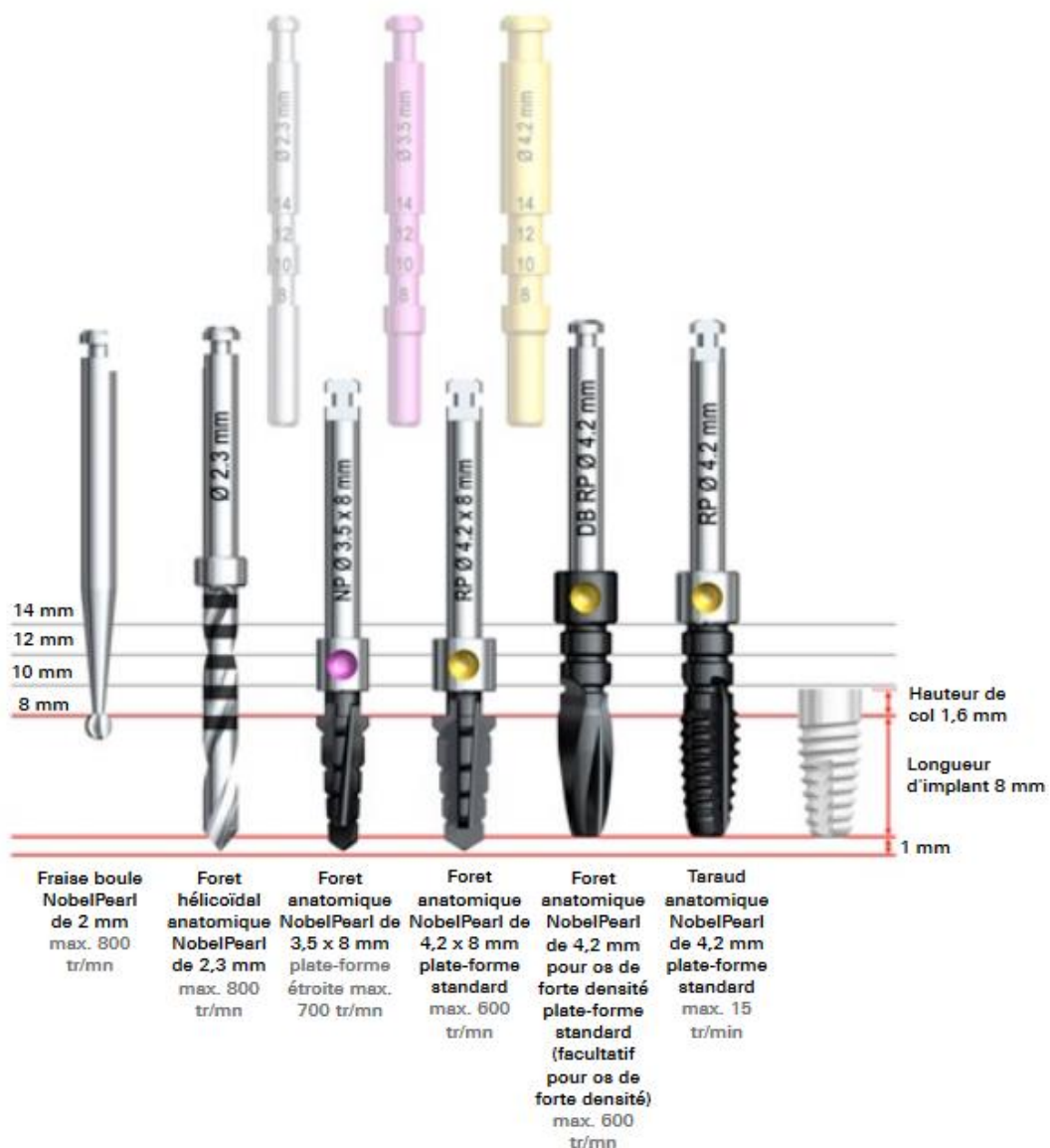
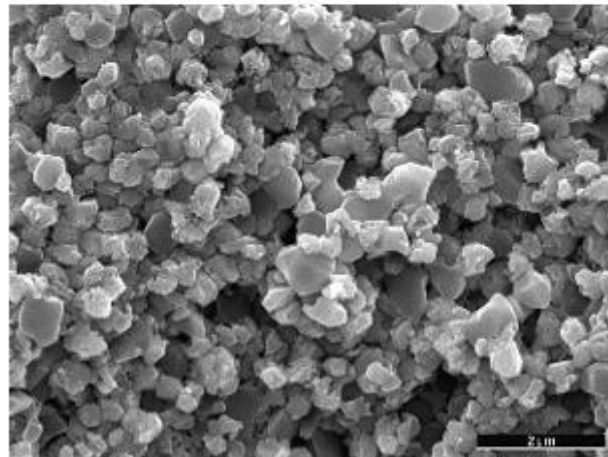
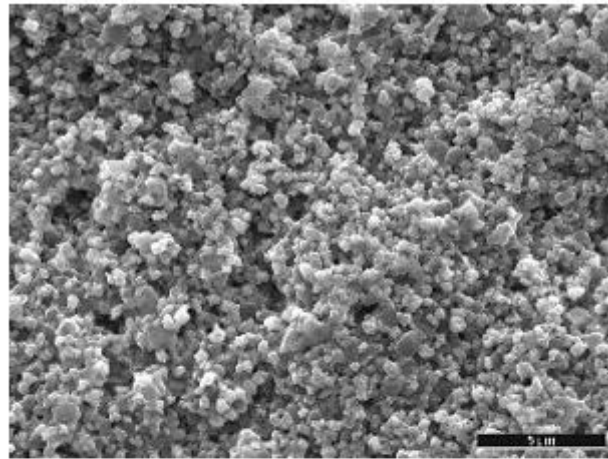


Figure 44 : Illustration d'une séquence de forage pour le système implantaire NobelPearl® RP (149)

A) Matériaux utilisés et état de surface

Le corps de l'implant ainsi que le pilier définitif ont la particularité d'être tout en zircone usinée ATZ (Alumina Toughened Zirconia), présentée comme ayant une meilleure résistance à la torsion que la zircone Y-TZP.

Pour ce qui est du corps de l'implant, celui-ci a la particularité d'être sablée, mordancée et hydrophile afin d'obtenir une meilleure ostéo-intégration. Cette surface est sous la dénomination ZERAFIL™ marque déposée appartenant à Nobel Biocare. Le col quant à lui est partiellement usiné sur 0.6mm pour obtenir une attache épithéliale de qualité.



Surface en ZERAFIL™ – Image MEB Dentalpoint
AG

Haut : Grossissement de 5 000x

Bas : Grossissement de 12 000x

Figure 45 : Image en Microscopie électronique de la surface ZERAFIL (Nobel Biocare) (149)

Pour ce qui est de la vis celle-ci est en polymère (PEEK) renforcé de fibres de carbone sans métal, appelée vis VICARBO®.

Les vis et piliers de cicatrisation sont quant à eux, réalisés en PEEK biocompatible, les piliers temporaires en PMMA, et les transferts en PEEK et alumine

B) Implant deux pièces et nouvelle connectique interne

L'innovation première du NobelPearl® dans la gamme des implants zircone disponible sur le marché, réside en principalement dans sa connectique interne, permettant la réalisation de prothèses implantaires unitaires et plurales transvissée.

La connexion interne Inter-X est spécialement conçue pour les implants en céramique. Alors que la céramique absorbe les forces de compression, la vis VICARBO® en PEEK renforcé en fibre de carbone résiste aux forces de traction grâce à ses fibres de carbone placées tout le long en continu.



Figure 46 : Illustration de la connectique Inter-X (149)

Lors de la mise en place de cet Implant, il est recommandé de ne pas dépasser un torque de 45 N/cm en raison d'un point de rupture situé à 50 N/cm pour le guide-implant



Figure 47 : Porte implants adapté au NobelPearl avec mise en valeur du point de fracture calibré (149)

La **pose simple** du pilier et son positionnement sécurisé sont possibles grâce à la géométrie à haute précision de la connexion.

La surface de contact légèrement biseautée de la plate-forme de l'implant est conçue de manière à faciliter le **centrage des composants prothétiques** alors que les quatre verrouillages empêchent la rotation du pilier dans l'implant.

Le serrage de la vis VICARBO® nécessite l'utilisation d'un nouveau tournevis chez Nobel, et a pour recommandation de ne pas dépasser un torque de 25 N/cm que ce soit pour les piliers droits, angulés à 15°, ou personnalisés disponibles après simulation sur DTX Studio. Un torque de 15 N/cm maximum est recommandé pour les piliers provisoires.

Comme tout système implantaire 2 pièces, Le NobelPearl propose le choix parmi des transferts direct implant ouverts ou fermés selon les préférences du praticien et le contexte clinique.



Figure 48 : Illustration d'un transfert direct implant porte-empreinte ouvert pour NobelPearl (149)



Figure 49 : Illustration de piliers définitifs usinés droits et angulés 15° pour NobelPearl (149)

C) Critiques selon la littérature scientifique

1- Les matériaux et leur traitements

Tous les rappels précédents ont été essentiel afin de construire un réserve d'informations

scientifique pour la construction d'une critique objective et raisonnée de cet implants.

Le NobelPearl® est, nous l'avons vu, en Zircone ATZ usiné, à l'état de surface sablé et mordancé afin d'augmenter la qualité de l'ostéointégration et le rapprocher du gold standard de l'implant titane rugueux.

Or nous avons précédemment, notamment grâce aux études de Kobayashi, Gremillard, Chevalier, Yoshimura, etc... Que cette zircone, peu importe son stabilisant, subit à la fois des contraintes plus ou moins importantes, couplées à une dégradation dans le milieu biologique à basse température amenant à plus ou moins long terme des micro et macro-fissures pouvant aboutir à la fracture de l'implant.

Nous savons également que l'état de surface joue un rôle important dans la cinétique du vieillissement du matériau. Ainsi l'usinage, couplé au sablage et au mordantage nécessaire pour obtenir la surface rugueuse désirée est irrémédiablement à l'origine de micro-défauts initiaux qui sont de véritables catalyseurs aux processus de vieillissement.

Il est de notre devoir de tenir compte des échecs passés, même si ceux-ci ne concernent pas directement notre discipline de l'odontologie, et notamment ceux en chirurgie orthopédique avec les prothèses fémorales.

Concernant la vis VICARBO® en polymère PEEK et fibres de carbone assemblées en longitudinal, le procédé a déjà été expérimenté par le passé, donnant des résultats probants.

SPIES & al (2018) (**148**) montre dans son étude sur la survie et le vieillissement d'implants zircone ATZ 2 pièces, avec vis en PEEK et fibre de carbone, que : dans tous les cas de fractures provoquées par l'application de force sur les piliers, jamais une seule vis n'a fracturé, les rendant de ce fait, parfaitement viables pour une utilisation clinique de routine.

2- La connexion

Dans les processus de survie implantaire, la stabilité, ainsi la taille de l'espace entre le pilier et l'implants dans le temps sont des facteurs déterminants dans la colonisation bactérienne de notre réhabilitation.

Ces dernières peuvent devenir un véritable réservoir bactérien, favorisant les processus de péri-implantite.

Les test sur la stabilité et le jour de la connexion implant-pilier a été mesuré dans différents contexte de vieillissement et de charges appliquées, toujours SPIES & al (2018) (**148**) et nous a donné des résultats tout à fait probants avec un espace n'excédant pas 2µm au maximum, et ce peu importe les conditions.

Ces valeurs rendent la connexion zircone-zircone, du même ordre qu'une connexion titane-titane et les rendent parfaitement en clinique.

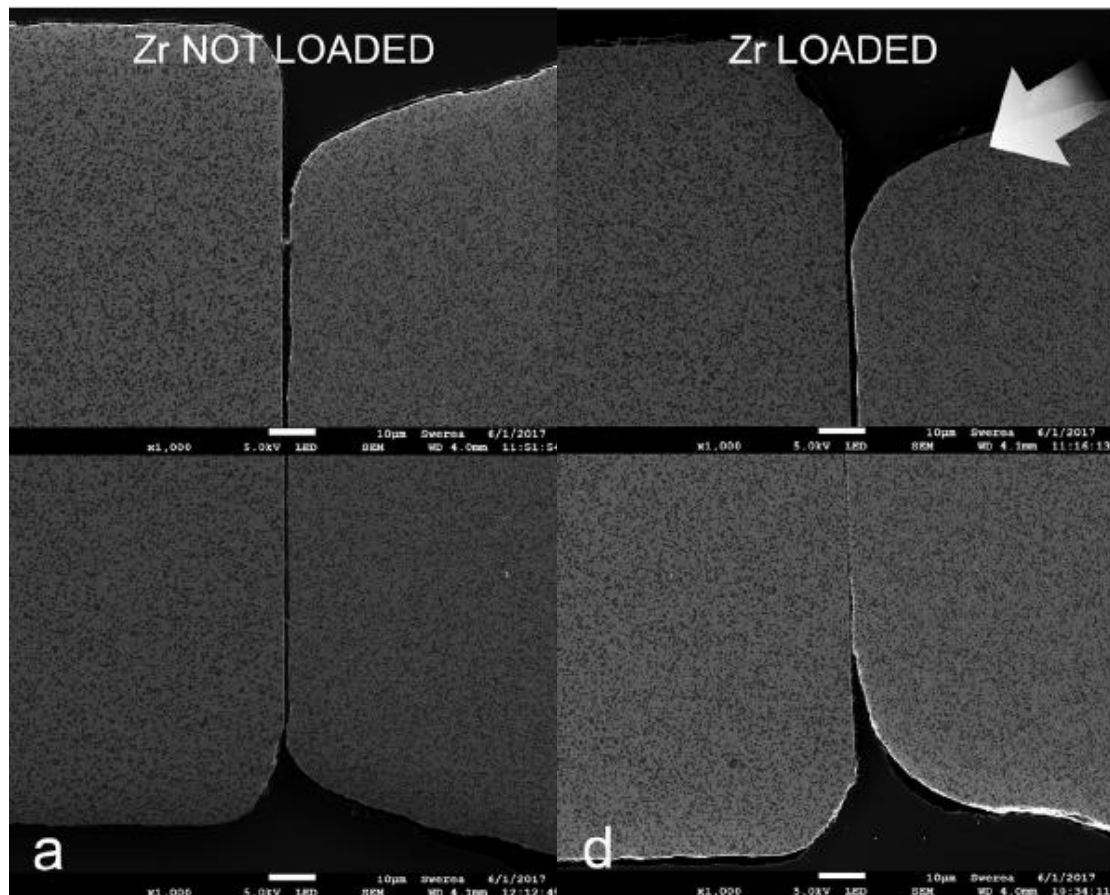


Figure 50 : Image de microscopie électronique de la connexion pilier-implant avec ou sans charge (SPIES, 2018) (148)

3- L'ostéointégration

Comme décrit précédemment, nous savons que la zircone a comme le titane une capacité à s'ostéointégrer

Il ressort de la littérature récente que les qualités d'ostéointégration d'implants en zircone à surface rugueuse sont comparables à celles d'implants en titane. Les surfaces micro-rugueuses ont abouti à une ostéointégration des implants zircone avec des taux de succès de 95% ; ces résultats étant considérés comme la norme sur titane.

En 2014, G de Manzano et al. (79) montrent que les différences significatives en termes de BIC* et RTQ* étaient attribuables aux différents traitements de surface et microporosités des surfaces implantaire, pas aux matériaux eux-mêmes (zircone ou titane). Les valeurs pour les BIC et RTQ des implants zircone dans la plupart des études analysées ne montrent pas de différences significatives par rapport aux implants en titane.

- BIC (Bone Implant Contact= contact os-implant) : pourcentage de surface du corps implantaire en connexion directe avec le tissu osseux.
- RTQ (Removal Torque Test) : repose sur la mesure des forces nécessaires au retrait de l'implant hors de l'os. Cela permet d'évaluer la qualité de l'ostéointégration d'un implant. Une valeur importante signifiera un implant mieux ancré dans l'os.

4- La survie à long terme

Selon une étude de 2016 de Jank & Hochgatterer (148), la survie à 1 an des implants zircons 2 pièces actuels est de 99,4%, et de 91,5% après 42 mois pour les implants zircons de manière globale pour Elnayef et Basel (105).

Ces chiffres sont sensiblement inférieurs au taux de survie du titane en comparaison, mais sont parfaitement acceptables pour du « court terme ».

Malgré les résultats, ces études malheureusement font fi du processus permanent de vieillissement et de dégradation à basse température plus ou moins rapide et avec eux du risque de fracture grandissant.

L'absence d'études sur la survie à long terme, à 10 ou 20 ans, ne nous permet pas d'assurer aujourd'hui à nos patients une pérennité de nos traitements sur des périodes étendues.

Nous ne réhabilitons pas nos patients sur du court terme, pour 1 ou 5 ans. Cela n'a jamais été la philosophie de l'implantologie orale de Bränemark.

V) Cas clinique : réhabilitation prothétique grâce au système NobelPearl®

Pour illustrer les avantages du système implantaire NobelPearl®, La société Nobel Biocare™ nous a fournis un cas clinique de Jens Tartsch, praticien exerçant en Suisse.

Le patient opéré est une femme de 57 ans, sans antécédents médicaux, avec une bonne hygiène orale, nécessitant la pose de 2 implants en position de 45 et 46

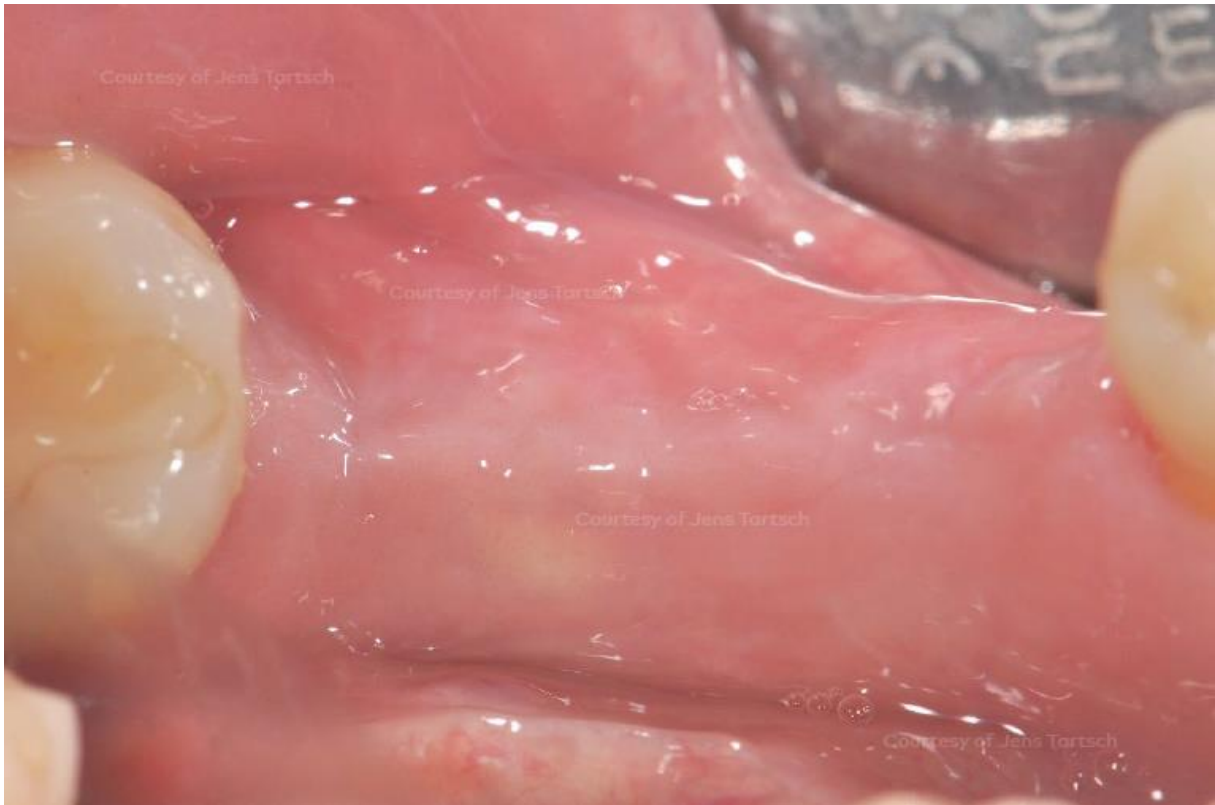


Figure 51 : Photo intra orale de la situation clinique initiale

On observe sur la photo intra-orale la présence d'une belle muqueuse kératinisée, épaisse, sans inflammation visible

Comme tout traitement implantaire, la réalisation et l'interprétation d'une tomographie associé à une planification rigoureuse est nécessaire antérieurement à tout geste chirurgical.

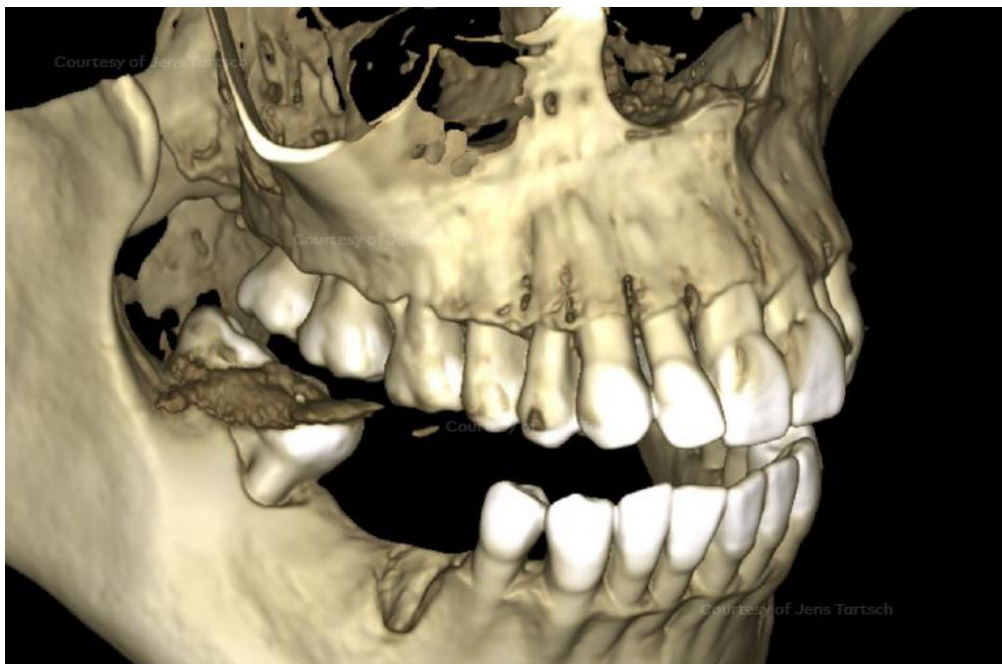


Figure 52 : Image 3D de la situation clinique initiale

Cette tomographie nous révèle que nous sommes en présence d'un beau niveau osseux, avec une belle épaisseur sur le site de la 46, et un défaut de la corticale vestibulaire au niveau du site de la 45 qu'il faudra prendre en compte lors de l'intervention.

Il sera décidé pour traiter cette patiente d'utiliser 2 implants en diamètre 4.2 mm RP d'une longueur de 10 mm, et d'associer cette pose a un comblement par du Creos[®].

Temps Chirurgical

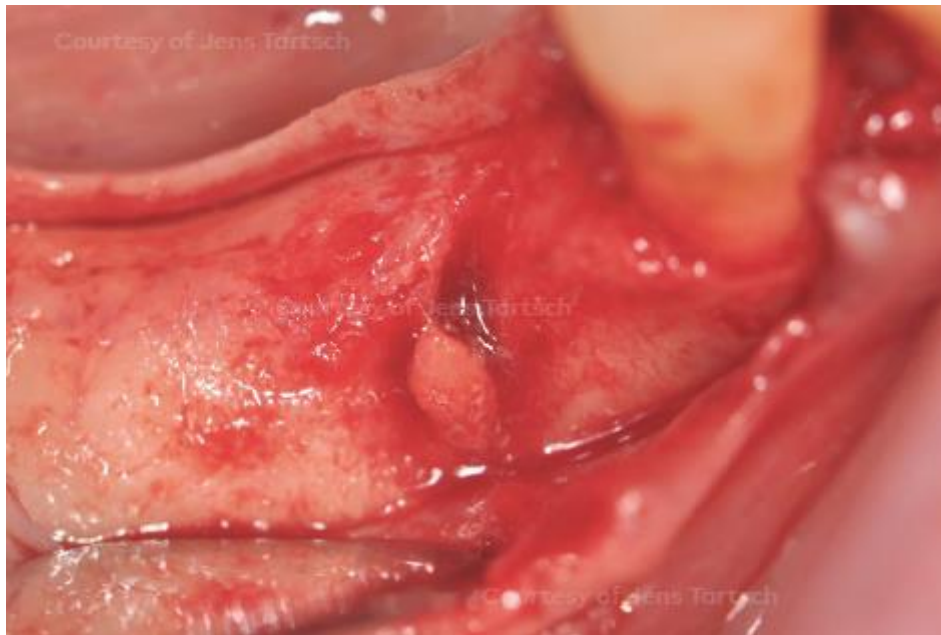


Figure 53 : Photo chirurgicale per-op après incision et décollement du lambeau

On remarque directement après avoir ouvert le lambeau, le défaut osseux constaté au cone beam.

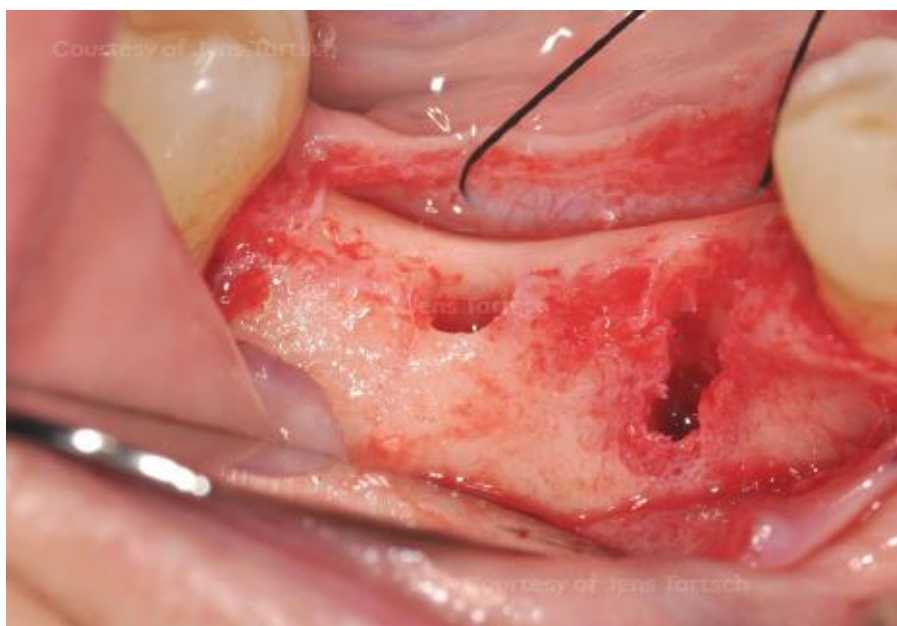


Figure 54 : Photo per-op après forage

Après forage, nous pouvons constater que nous sommes dans une situation clinique très favorable pour l'implant situé en 46, avec de bonnes épaisseurs osseuses. Nous sommes dans un contexte bien plus complexe pour l'implant qui sera en 45, avec un défaut vestibulaire relativement important qui sera évidemment comblé par une xéno greffe et recouvert d'une membrane.

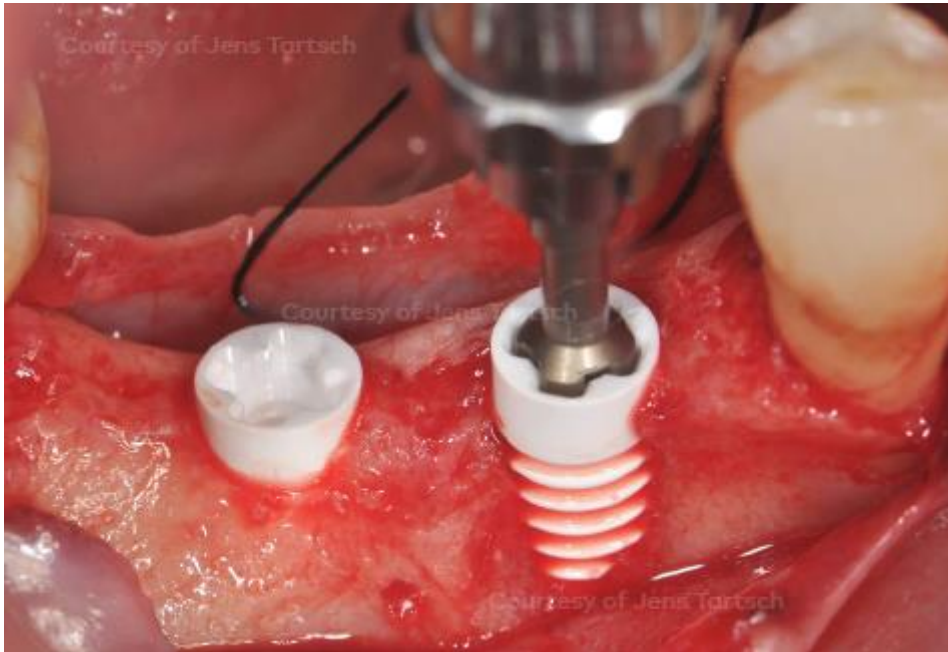
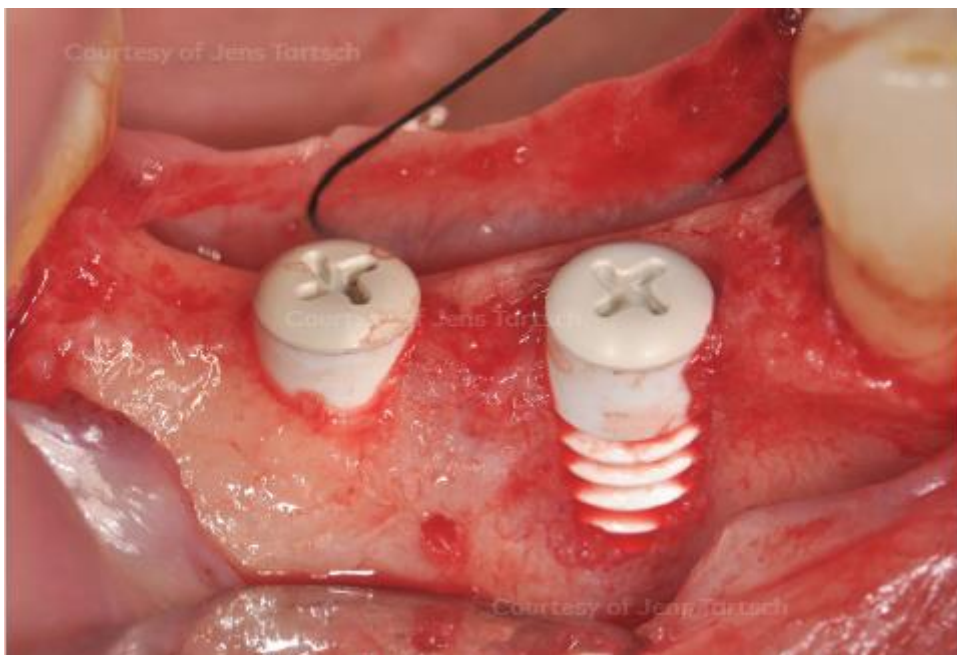


Figure 55 : Photo per-op de la pose des 2 implants, en laissant 0.6mm minimum de col en supra-crestal comme recommandé par Nobel Biocare



**Figure 56 : Photo per opératoire après la pose des implants et mise en place de vis de couverture en PEEK.
Notez la tête de vis adaptée au nouveau tournevis conçu pour le NobelPearl.**

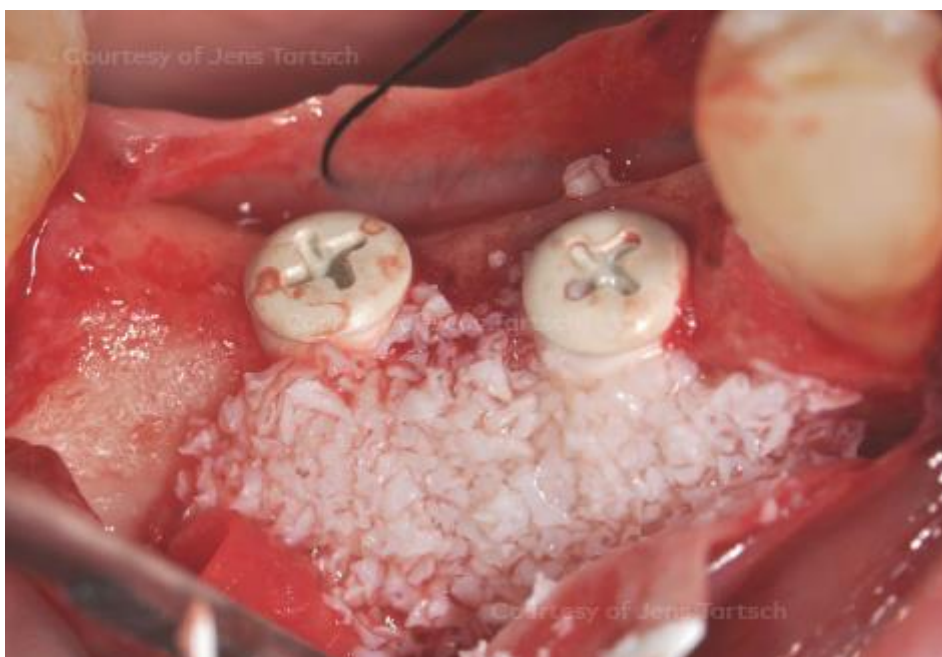


Figure 57 : Mise en place de la xéno greffe (Creos®) afin de combler le défaut osseux vestibulaire

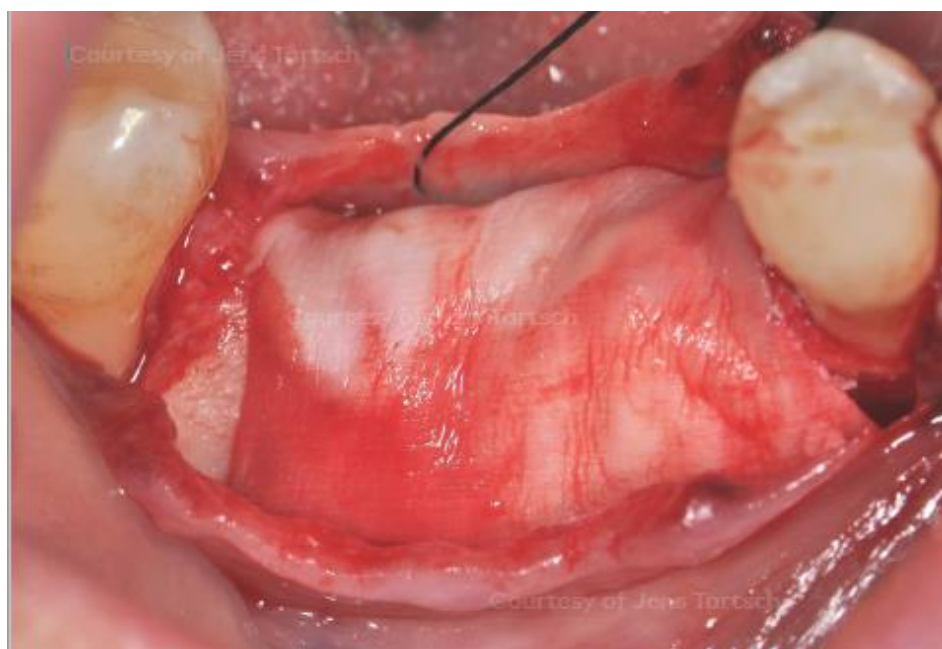


Figure 58 : Ajout d'une membrane collagène pour protéger la zone greffée



Figure 59 : Photo per-op de la réalisation de sutures étanches pour refermer le lambeau



Figure 60 : Radiographie panoramique post opératoire



Figure 61 : Photographie de la phase mucogingivale à 3 mois

Après 3 mois, la réalisation de la phase mucogingivale est réalisée. Il a été décidé de mettre en place des piliers de cicatrisation en PEEK de diamètre 4.2 mm et de hauteur 4 mm



Figure 62 : Photographie intra orale, 2 semaines après la réalisation de la phase 2

On remarque après cicatrisation muqueuse l'absence d'inflammations ainsi que la qualité de la gencive autour des piliers de cicatrisation.

Dans un tel contexte, il est désormais possible de passer à la phase prothétique.



Figure 63 : Photographie intra orale des transferts en place sur les implants

On observe sur cette photo un axe parfait des implants, permettant sans difficultés de mettre en place les transferts d'empreinte ouverts solidarités en bouche, nous permettant d'obtenir une précision optimale pour l'enregistrement de la position des implants. La mise en place de scan body aurait pu être réalisée, le NobelPearl étant compatible avec les techniques d'empreinte optique et de CFAO.

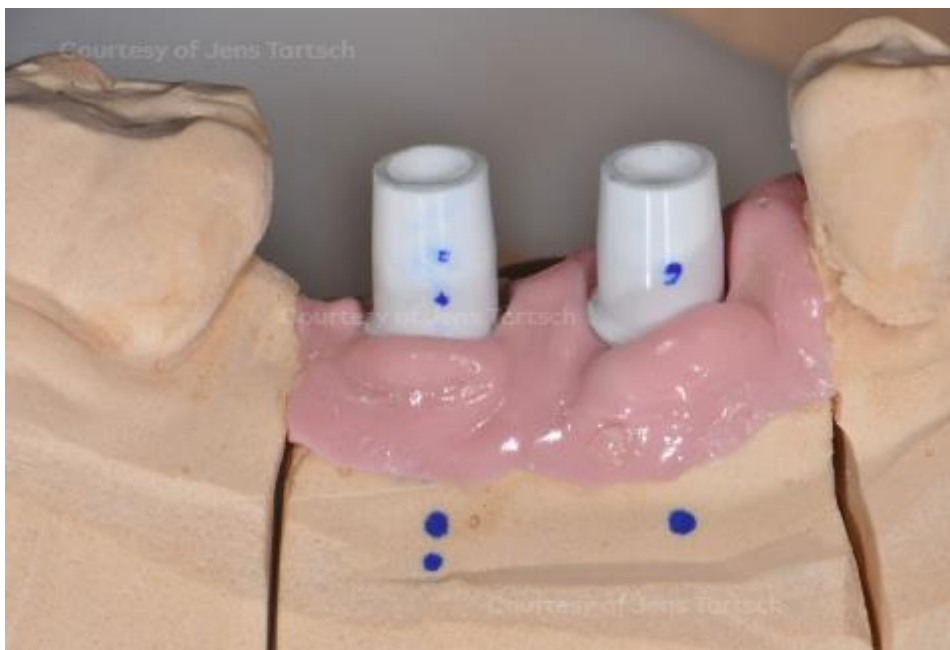


Figure 64 : Photographie du maître modèle avec la fausse gencive et les piliers droits préfabriqués en Zircon

Du fait de l'axe des implants, l'utilisation de pilier angulé n'est pas indiquée, par soucis de simplicité et d'optimum prothétique, c'est donc sur des piliers droits que seront montées les couronnes full zircone



Figure 65 : Photographie des coiffes zircons monolithiques sur le maitre modèle

Par souci d'un point de contact optimal, il a été décidé de solidariser les 2 coiffes en zircone monolithique.



Figure 66 : Photographie des piliers préfabriqués en zircone avec les cis VICARBO®, et des coiffes zircons

Une fois les coiffes réalisées. Il ne reste plus qu'à les assembler aux piliers définitifs, ceci peut être fait au laboratoire, qui sera la technique de préférence, ou directement en bouche



Figure 67 : Photographie de la prothèse d'usage finie



Figure 68 : Photographie des cônes muqueux après dépose des piliers de cicatrisation

On observe à la dépose des piliers de cicatrisation l'aspect sain, sans inflammation de la gencive, et la parfaite intégration muqueuse de nos implants.



Figure 69 : Photographie de la mise en place de la prothèse d'usage

Il a été décidé d'obturer les puits de vis par du téflon et une couche de composite de restauration conventionnel



Figure 70 : Photographie de la prothèse d'usage assemblée, avec obturation définitives des puits



Figure 71 : Photographie à un an après la pose de la prothèse d'usage.

Une année après la pose de la prothèse, et toujours nous voyons la remarquable intégration muqueuse et esthétique de notre ensemble implant/coiffe.

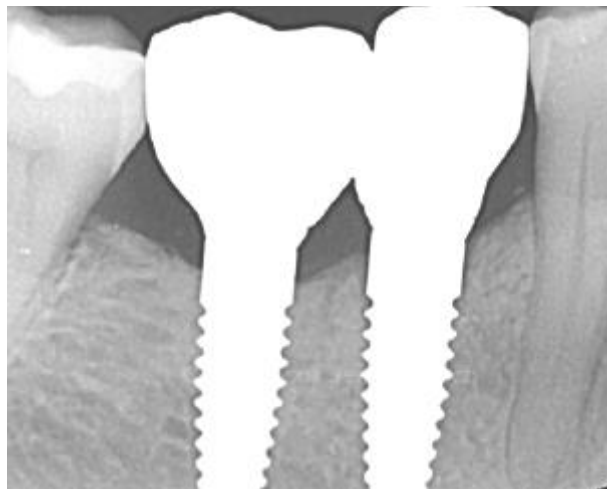


Figure 72 : Radiographie de contrôle à un an après la pose de la prothèse d'usage.

A l'examen radiologique à un an, nous voyons toujours la parfaite intégration des implants, sans perte d'os, signe d'un succès à cette date.

VI) Discussion

Au vu des résultats cliniques obtenus et des caractéristiques du produit mises en avant, il serait tout à fait légitime d'accorder à l'implant céramique ses lettres de noblesse. Cependant la littérature scientifique sur le vieillissement de la zircone, notre absence de recul sur le NobelPearl et les échecs passés nous mettent en garde et annonce très

probablement de futures complications de fractures d'implants que nous serons amenés à gérer.

Il y'a aujourd'hui trop peu d'avantages et trop d'incertitudes sur le long terme pour procéder à un changement complet de paradigme et abandonner le titane au profit des implants zircon, et notamment le NobelPearl®, sans compter de l'absence de système personnalisé de rattrapage d'axe qui ont aujourd'hui une importance capitale dans la réalisation et la survie de nos traitements et qui sont une voie d'avenir dans le monde de l'implantologie orale.

VII) Conclusion

Depuis quelques années s'est développé dans la population, une demande d'une dentisterie sans métal, tout céramique, jugé plus esthétique, plus sain pour l'organisme.

L'apport de la zircon dans la gestion des tissus mous péri implantaire est indéniable, elle permet notamment de :

- Pallier les problèmes de coloration des tissus mous
- D'éviter des effets de bimétallisme possibles
- Limiter l'accumulation de plaque

Néanmoins, par rapport au titane elle ne peut être qualifiée que d'évolution et non de révolution.

Celle-ci ne doit pas devenir un argument pour perdre en rigueur dans nos protocoles cliniques en accord avec la science. Il est aujourd'hui impossible d'un point de vu rationnel d'abandonner le titane après la mise en valeur de la dégradation de la zircon dans le milieu biologique et la haute incidence de fractures, fissures et propagations de fissures, qu'un concept 2 pièces ne palie malheureusement pas.

A ce jour, nous ne maîtrisons pas encore toutes les techniques d'usinage et d'élaboration pour la zircon. Toutefois certains auteurs s'accordent à dire que la zircon reste un matériau de choix et que les problèmes rencontrés avec la zircon ne viennent pas du matériau en lui-même mais des techniques employées pour le mettre en forme, très proche du titane finalement.

Il n'y a donc malheureusement que très peu d'indication aujourd'hui pour ces implants zircon, et le NobelPearl n'échappe pas à la règle.

C'est pourquoi : une rigueur prométhéenne et une évaluation du contexte pré-clinique sans faille, nous permettront d'utiliser cet outil de notre arsenal thérapeutique préférentiellement au titane et de poser son indication.

Cependant, informé des problématiques actuelles liés au matériau, entre bâtir solide et durable, et bâtir esthétique en mettant la solidité et donc la pérennité au second plan, le praticien consciencieux choisira le traitement assurant une plus grande pérennité ce qui l'amènera à se tourner vers le titane pour ses implants dans une majeure partie des cas aujourd'hui ; quitte à pallier les défauts du matériaux par diverses solutions aussi bien

prothétiques que chirurgicales, tel que des greffes conjonctives par exemple afin d'éviter toutes colorations disgracieuses de la muqueuse en cas de parodontite fin.

VIII) Bibliographie

1. Goudot P, Lacoste JP. Guide pratique d'implantologie. Issy-les-Moulineaux-Elsevier Masson p236. 2013.
2. Klineberg I, Murray G. Osseoperception: sensory function and proprioception. *Advances in dental research*. 1999;13(1):120–129.
3. Dahiya V, Sharma P, Kaur P. Kinesthetic ability with osseointegrated implants. *Journal of Dental Implants*. 2012;2(1):42.
4. Bakshi P, Thakur S, Kulkarni S. Perception by Osseointegrated Dental Implants Supporting a Fixed Prosthesis: A Prospective Study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. nov 2017;32(6):1346-50.
5. Hsieh WW, Luke A, Alster J, Weiner S. Sensory discrimination of teeth and implant-supported restorations. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2010;25(1).
6. Weiner S, Sirois D, Ehrenberg D, Lehrmann N, Simon B, Zohn H. Sensory responses from loading of implants: a pilot study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2004;19(1).
7. Jacobs R, van Steenberghe D, Manders E, Van Looy C, Lembrechts D, Naert I. Evaluation of speech in patients rehabilitated with various oral implant-supported prostheses. *Clinical Oral Implants Research*. avr 2001;12(2):167-73.
8. Gilbert C, Pauline S, Radovan K, Raed A, Khaldou A. Digital Engineering of Bio-Adaptable Dental Implants. In: Turkyilmaz I, éditeur. *Implant Dentistry - A Rapidly Evolving Practice* [Internet]. InTech; 2011 [cité 18 juill 2018]. Disponible sur: <http://www.intechopen.com/books/implant-dentistry-a-rapidly-evolving-practice/digital-engineering-of-bio-adaptable-dental-implants>
9. Yamasaki Y, Kuwatsuru R, Tsukiyama Y, Oki K, Koyano K. Objective assessment of mastication predominance in healthy dentate subjects and patients with unilateral posterior missing teeth. *Journal of Oral Rehabilitation*. août 2016;43(8):575-82.
10. Razaghi R, Biglari H, Karimi A. Dynamic finite element simulation of dental prostheses during chewing using muscle equivalent force and trajectory approaches. *Journal of Medical Engineering & Technology*. 19 mai 2017;41(4):314-24.
11. Massoumi F, Taheri M, Mohammadi A, Amelirad O. Evaluation of the Effect of Buccolingual and Apicocoronal Positions of Dental Implants on Stress and Strain in Alveolar Bone by Finite Element Analysis. *J Dent*. :11. b
12. Touati B., L'implant et son positionnement, Titane, HS Sept 2009, p5-8pdf.

13. Garnier V. les implants en ceramique: indications et intêrets: Thèse d'exercice en chirurgie dentaire [Internet]. 1989. Disponible sur: http://docnum.univ-lorraine.fr/public/BUPHA_TD_2015_GARNIER_VALENTINE.pdf

14. Gare J. Gestion des complications en implantologie: Thèse d'exercice en chirurgie dentaire http://docnum.univ-lorraine.fr/public/BUPHA_TD_2015_GRATET_JOHANNA.pdf [Internet]. 2015. Disponible sur: http://docnum.univ-lorraine.fr/public/BUPHA_TD_2015_GRATET_JOHANNA.pdf

15. Mongeot M, Tracol J.J: Le juste positionnement des implants dentaire. Le fil dentaire, numéro50, Fevrier 2010 .pdf.

16. Davarpanah M, Szmukler-Moncler S, Rajzbaum Ph, Davarpanah K, Demurashvili G (. Manuel d'implantologie clinique : concepts, intégration des protocoles et esquisse de nouveaux paradigmes. Rueil Malmaison : CdP, p. 6-275. 2012.

17. Koodaryan R, Hafezeqoran A. Evaluation of Implant Collar Surfaces for Marginal Bone Loss: A Systematic Review and Meta-Analysis. *BioMed Research International*. 2016;2016:1-10.

18. Glauser R, Zembic A, Hammerle CHF. A systematic review of marginal soft tissue at implants subjected to immediate loading or immediate restoration. *Clinical Oral Implants Research*. oct 2006;17(S2):82-92.

19. Escamilla Agathe. Analyse des concepts implantaires sur le secteur antérieur. Thèse d'exercice en chirurgie dentaire. [Internet]. 2012. Disponible sur: <http://thesesante.univ-tlse.fr/29/1/2012TOU33069.pdf>

20. Kohal, Ralf. Implants en céramique : connaissances actuelles, exemples cliniques. *Titane 11 (hors série) : 4-28*. 2014.

21. Tableau périodique de Mendeleïev [Internet]. Disponible sur: <https://www.superprof.fr/ressources/physique-chimie/tout-niveau/tableau-periodique/oxyde-zircon.html>

22. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20(1):1–25.

23. Brodier Pierre. Intérêt et limites des implants zircone : Revue de la littérature. Thèse d'exercice de chirurgie dentaire. [Internet]. 2013. Disponible sur: https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&cad=rja&uact=8&ved=2ahUKEwjlpJL-mcfcAhULO8AKHTwPA-wQFjAAegQIABAC&url=http%3A%2F%2Farchive.bu.univ-nantes.fr%2Fpollux%2Ffichiers%2Fdownload%2Fa7337e89-56b8-4ba6-ba90-c45ed2aa3146&usg=AOvVaw39tanOLwcUnPUU_oCh_tT7 c

24. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*. 1989;23(1):45–61.

25. Stephanus Didier. L'apport de la zircone dans la gestion des tissus mous péri-implantaires. Thèse d'exercice en chirurgie dentaire [Internet]. 2011. Disponible sur: http://docnum.univ-lorraine.fr/public/SCDPHA_TD_2011_STEPHANUS_DIDIER.pdf
26. Patil R. Zirconia versus titanium dental implants: A systematic review. *Journal of Dental Implants*. 2015;5(1):39.
27. Bollen C. Zirconia: The Material of Choice in Implant Dentistry? An Update. *Journal of Dental Health, Oral Disorders & Therapy* [Internet]. 31 mars 2017 [cité 22 juill 2018];6(6). Disponible sur: <http://medcraveonline.com/JDHODT/JDHODT-06-00219.php>
28. Chai J, Chu F, Chow TW, Liang BM. Chemical solubility and flexural strength of zirconia-based ceramics. *International Journal of Prosthodontics*. 2007;20(6).
29. 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: Stability of zirconia implants. *Clinical Oral Implants Research*. août 2011;22(8):808-14.
30. Silva NRFA, Coelho PG, Fernandes CAO, Navarro JM, Dias RA, Thompson VP. Reliability of one-piece ceramic implant. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. févr 2009;88B(2):419-26.
31. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry*. nov 2007;35(11):819-26.
32. Ashby M, Jones RH, Brechet Y, Courbon J, Dupeux M. *Matériaux 2, Microstructure et mise en oeuvre*. Paris : Edition Dunod. 1991.
33. Silva NRFA, Coelho PG, Fernandes CAO, Navarro JM, Dias RA, Thompson VP. Reliability of one-piece ceramic implant. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. févr 2009;88B(2):419-26.
34. Kohal R-J, Wolkewitz M, Mueller C. Alumina-reinforced zirconia implants: survival rate and fracture strength in a masticatory simulation trial: Alumina-reinforced zirconia implants. *Clinical Oral Implants Research*. déc 2010;21(12):1345-52. d
35. 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: Stability of zirconia implants. *Clinical Oral Implants Research*. août 2011;22(8):808-14.
36. Silva NRFA, Nourian P, Coelho PG, Rekow ED, Thompson VP. Impact Fracture Resistance of Two Titanium-Abutment Systems Versus a Single-Piece Ceramic Implant: Impact Fracture Resistance on Implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. juin 2011;13(2):168-73.
37. Kosmač T, Kocjan A. Ageing of dental zirconia ceramics. *Journal of the European Ceramic Society*. août 2012;32(11):2613-22.

38. De Souza GM, Zykus A, Ghahnavyeh RR, Lawrence SK, Bahr DF. Effect of accelerated aging on dental zirconia-based materials. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. janv 2017;65:256-63.
39. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*. févr 2006;27(4):535-43.
40. Deville S, Guénin G, Chevalier J. Martensitic transformation in zirconia. *Acta Materialia*. nov 2004;52(19):5697-707. 41. Chevalier J. Critical effect of cubic phase on aging in 3mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials*. nov 2004;25(24):5539-45.
42. Sanon Clarisse. Limite sur la zircone 3Y-TZP utilisée en implantologie orale : étude de la relation entre la microstructure et la durabilité. Thèse de doctorat 2014. [Internet]. 2014. Disponible sur: <http://theses.insa-lyon.fr/publication/2014ISAL0138/these.pdf>
43. Deville S, Gremillard L, Chevalier J, Fantozzi G. A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade yttria-stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 15 févr 2005;72B(2):239-45.
44. Pereira GKR, Venturini AB, Silvestri T, Dapieve KS, Montagner AF, Soares FZM, et al. Low-temperature degradation of Y-TZP ceramics: A systematic review and meta-analysis. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. mars 2016;55:151-63.
45. Lughi V, Sergio V. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental Materials*. août 2010;26(8):807-20.
46. Kohorst P, Borchers L, Stempel J, Stiesch M, Hassel T, Bach F-W, et al. Low-temperature degradation of different zirconia ceramics for dental applications. *Acta Biomaterialia*. mars 2012;8(3):1213-20. e
47. Piconi C, Maccauro G, Pilloni L, Burger W, Muratori F, Richter HG. On the fracture of a zirconia ball head. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2006;17(3):289–300.
48. Osman R, Swain M. A Critical Review of Dental Implant Materials with an Emphasis on Titanium versus Zirconia. *Materials*. 5 mars 2015;8(3):932-58.
49. Depprich R, Ommerborn M, Zipprich H, Naujoks C, Handschel J, Wiesmann H-P, et al. Behavior of osteoblastic cells cultured on titanium and structured zirconia surfaces. *Head & Face Medicine* [Internet]. déc 2008 [cité 23 janv 2018];4(1). Disponible sur: <http://head-face-med.biomedcentral.com/articles/10.1186/1746-160X-4-29>
50. Kohal RJ, Bächle M, Att W, Chaar S, Altmann B, Renz A, et al. Osteoblast and bone tissue response to surface modified zirconia and titanium implant materials. *Dental Materials*. Juill 2013;29(7):763-76.
51. Josset Y, Oum'Hamed Z, Zarrinpour A, Lorenzato M, Adnet J-J, Laurent-Maquin D. In vitro reactions of human osteoblasts in culture with zirconia and alumina ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research*. 1999;47(4):481–493.

52. Han S-H, Kim K-H, Han J-S, Koo K-T, Kim T-I, Seol Y-J, et al. Response of osteoblast-like cells cultured on zirconia to bone morphogenetic protein-2. *Journal of Periodontal & Implant Science*. 2011;41(5):227.
53. Liagre B, Moalic S, Vergne P, Charissoux JL, Bernache-Assollant D, Beneytout JL. Effects of alumina and zirconium dioxide particles on arachidonic acid metabolism and proinflammatory interleukin production in osteoarthritis and rheumatoid synovial cells. *Bone & Joint Journal*. 2002;84(6):920–930.
54. Fanali S, Perrotti V, Riccardi L, Piattelli A, Piccirilli M, Ricci L, et al. Inflammatory Infiltrate, Microvessel Density, Vascular Endothelial Growth Factor, Nitric Oxide Synthase, and Proliferative Activity in Soft Tissues Below Intraorally Welded Titanium Bars. *Journal of Periodontology*. Mai 2010;81(5):748-57.
55. Carinci F, Pezzetti F, Volinia S, Francioso F, Arcelli D, Farina E, et al. Zirconium oxide: analysis of MG63 osteoblast-like cell response by means of a microarray technology. *Biomaterials*. janv 2004;25(2):215-28.
56. Hatton A, Nevelos JE, Matthews JB, Fisher J, Ingham E. Effects of clinically relevant alumina ceramic wear particles on TNF- α production by human peripheral blood mononuclear phagocytes. *Biomaterials*. 2003;24(7):1193–1204.
57. Degidi M, Artese L, Piattelli A, Scarano A, Shibli JA, Piccirilli M, et al. Histological and immunohistochemical evaluation of the peri-implant soft tissues around machined and acid-etched titanium healing abutments: a prospective randomised study. *Clinical Oral Investigations*. Juin 2012;16(3):857-66. f
58. Vu VT, Oh G-J, Yun K-D, Lim H-P, Kim J-W, Nguyen TPT, et al. Acid etching of glass-infiltrated zirconia and its biological response. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2017;9(2):104.
59. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1992;68(2):322–326.
60. Li J, Liu Y, Hermansson L, Soremark R. Evaluation of biocompatibility of various ceramic powders with human fibroblasts in vitro. *Clinical materials*. 1993;12(4):197–201.
61. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson A R. The long-Term Efficacy of currently used dental implants : A review and proposed criteria of success ; janv 1986 ;21(11).pdf.
62. Gahlert, Michael. Implants en céramique : preuves scientifiques, applications cliniques Titane 11 (Hors série) : 31-38. *Titane 11 (Hors série)* : 31-38; 2014.
63. Kim H-K, Woo KM, Shon W-J, Ahn J-S, Cha S, Park Y-S. Comparison of peri-implant bone formation around injection-molded and machined surface zirconia implants in rabbit tibiae. *Dental Materials Journal*. 2015;34(4):508-15.

64. Sollazzo V, Pezzetti F, Scarano A, Piattelli A, Bignozzi C, Massari L, et al. Zirconium oxide coating improves implant osseointegration in vivo. *Dental Materials*. mars 2008;24(3):357-61.
65. Akagawa Y, Hosokawa R, Sato Y, Kamayama K. Comparison between freestanding and tooth-connected partially stabilized zirconia implants after two years' function in monkeys: a clinical and histologic study. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1998;80(5):551–558.
66. Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal R-J. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clinical Oral Implants Research*. sept 2009;20:32-47.
67. HOCHSCHEIDT CJ, ALVES EDM, BERNARDES LAB, HOCHSCHEIDT ML, HOCHSCHEIDT RC. Zirconia dental implants: An alternative for today or for the future?(Part II). *Dental Press Implantology*. 2012;6(4).
68. Stadlinger B, Hennig M, Eckelt U, Kuhlisch E, Mai R. Comparison of zirconia and titanium implants after a short healing period. A pilot study in minipigs. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. juin 2010;39(6):585-92.
69. Kohal R-J, Papavasiliou G, Kamposiora P, Tripodakis A, Strub JR. Three-Dimensional Computerized Stress Analysis of Commercially Pure Titanium and Yttrium–Partially Stabilized Zirconia Implants. *International Journal of Prosthodontics*. 2002;15(2). g
70. Chappuis V, Cavusoglu Y, Gruber R, Kuchler U, Buser D, Bosshardt DD. Osseointegration of Zirconia in the Presence of Multinucleated Giant Cells: Osseointegration of Zirconia Implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. août 2016;18(4):686-98.
71. Hoffmann O, Dr Med Dent, Angelov N, Gallez F, E Jung R, R Weber F : The zirconia implant-bone interface : A Preliminary Histologic Evaluation in Rabbits ; The international journal of oral et maxillofacial implant ; 2008.pdf.
72. Depprich R, Zipprich H, Ommerborn M, Naujoks C, Wiesmann H-P, Kiattavorncharoen S, et al. Osseointegration of zirconia implants compared with titanium: an in vivo study. *Head & Face Medicine [Internet]*. déc 2008 [cité 23 janv 2018];4(1). Disponible sur: <http://head-face-med.biomedcentral.com/articles/10.1186/1746-160X-4-30>
73. Depprich R, Zipprich H, Ommerborn M, Mahn E, Lammers L, Handschel J, et al. Osseointegration of zirconia implants: an SEM observation of the bone-implant interface. *Head & Face Medicine [Internet]*. déc 2008 [cité 13 févr 2018];4(1). Disponible sur: <http://head-face-med.biomedcentral.com/articles/10.1186/1746-160X-4-25>
74. Gahlert M, Gudehus T, Eichhorn S, Steinhauser E, Kniha H, Erhardt W. Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs. *Clinical Oral Implants Research*. oct 2007;18(5):662-8.
75. Zechner W, Tangl S, Furst G, Tepper G, Thams U, Mailath G, Watzek G : Osseous characteristics of three different implant types : a histologic and histomorphometric study in mini

-pigs. March 2002 (25).pdf.

76. Lee J, Sieweke JH, Rodriguez NA, Schüpbach P, Lindström H, Susin C, et al. Evaluation of nano-technology- modified zirconia oral implants: a study in rabbits. *Journal of Clinical Periodontology*. juill 2009;36(7):610-7.

77. Hafezeqoran A, Koodaryan R. Effect of Zirconia Dental Implant Surfaces on Bone Integration: A Systematic Review and Meta-Analysis. *BioMed Research International*. 2017;2017:1-12.

78. Hoffmann O, Angelov N, Zafiropoulos G-G, Andreana S. Osseointegration of zirconia implants with different surface characteristics: an evaluation in rabbits. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2012;27(2).

79. Manzano G, Herrero LR, Montero J. Comparison of Clinical Performance of Zirconia Implants and Titanium Implants in Animal Models: A Systematic Review. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2014;29(2):311-20. h

80. Bächle M, Butz F, Hübner U, Bakaliniš E, Kohal RJ. Behavior of CAL72 osteoblast-like cells cultured on zirconia ceramics with different surface topographies. *Clinical Oral Implants Research*. févr 2007;18(1):53-9.

81. Ferguson SJ, Langhoff JD, Voelter K, Rechenberg B von, Scharnweber D, Bierbaum S, et al. Biomechanical comparison of different surface modifications for dental implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2008;23(6):1037.

82. Martins R, Cestari TM, Arantes RVN, Santos PS, Taga R, Carbonari MJ, et al. Osseointegration of zirconia and titanium implants in a rabbit tibiae model evaluated by microtomography, histomorphometry and fluorochrome labeling analyses. *Journal of Periodontal Research* [Internet]. 17 oct 2017 [cité 23 janv 2018]; Disponible sur: <http://doi.wiley.com/10.1111/jre.12508>

83. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, et al. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials*. 1999;20(4):371–376.

84. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20(1):1–25.

85. BOLLEN CM(2017) Zirconia : The Material of choice in implant Dentistry ? An Update. *J Dent Oral Discord Ther* 6(6), 00219. DOI : 10.15406/jdhodt.2017.06.00219.pdf.

86. Torricelli P, Verné E, Vitale Brovarone C: Biological glass coating on ceramic materials : in vitro evaluation using primary osteoblast cultures from healthy and osteopenic rat bone. *Biomaterials* 2001 (22), 2535-2543.pdf.

87. Bächle M, Butz F, Hübner U, Bakaliniš E, Kohal RJ. Behavior of CAL72 osteoblast-like cells cultured on zirconia ceramics with different surface topographies. *Clinical Oral Implants Research*. févr 2007;18(1):53-9.

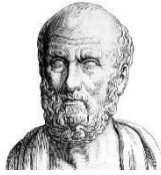
88. Patil R. Zirconia versus titanium dental implants: A systematic review. *Journal of Dental Implants*. 2015;5(1):39.
89. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial Adhesion on Commercially Pure Titanium and Zirconium Oxide Disks: An In Vivo Human Study. *Journal of Periodontology*. Févr 2004;75(2):292-6.
90. de Oliveira GR, Pozzer L, Cavalieri-Pereira L, de Moraes PH, Olate S, de Albergaríá Barbosa JR. Bacterial adhesion and colonization differences between zirconia and titanium implant abutments: an *in vivo* human study. *Journal of Periodontal & Implant Science*. 2012;42(6):217. i
91. Degidi M, Artese L, Scarano A, Perrotti V, Gehrke P, Piattelli A. Inflammatory Infiltrate, Microvessel Density, Nitric Oxide Synthase Expression, Vascular Endothelial Growth Factor Expression, and Proliferative Activity in Peri-Implant Soft Tissues Around Titanium and Zirconium Oxide Healing Caps. *Journal of Periodontology*. janv 2006;77(1):73-80.
92. Bollen C M L, Papaloanno W, Eldere J, Schepers E, Quirynen M, Van Steenberghe D : The influence of abutment surfaces roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. *Clin Oral Implant Research* 1996 : 7 : 201-211.pdf.
93. Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. févr 2009;88B(2):519-29.
94. Patil R. Zirconia versus titanium dental implants: A systematic review. *Journal of Dental Implants*. 2015;5(1):39.
95. Kohal R-J, Att W, Bächle M, Butz F. Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontology* 2000. 2008;47(1):224–243.
96. Sandhaus S, Pasche K : Utilisation de la zircone en implantologie : l'implant SIGMA d'après Sandhaus. *Forum odontologicum implantologie*, 1999.pdf.
97. Sandhaus S, Pasche K. Utilisation de la zircone en implantologie: I. implant Sigma d. apres Sandahaus. *Revista Romana de Stomatologie*. 1999;27(1):71–83.
98. Piconi C, Rimondini L, Cerroni L. *La zirconia in odontoiatria* ; Elsevier Masson, Milano. 2008.
99. HOCHSCHEIDT CJ, ALVES EDM, BERNARDES LAB, HOCHSCHEIDT ML, HOCHSCHEIDT RC. Zirconia dental implants: An alternative for today or for the future?(Part II). *Dental Press Implantology*. 2012;6(4).
100. Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirconia Dental Implants: A Literature Review. *Journal of Oral Implantology*. juin 2011;37(3):367-76.
101. Sandhaus S, Pasche K. Utilisation de la zircon en implantologie: I. implant Sigma d. après Sandahaus. *Revista Romana de Stomatologie*. 1999;27(1):71–83.

102. Dr Noubissi Sammy: Implants en zircone: remplacement entièrement sans métal d'une deuxième prémolaire maxillaire. Dental Tribune, Le magazine 3; 2015 .pdf. j
103. Olivia J, Olivia X, Olivia JD: Zirconia implants and all-ceramics restorations for the esthetic replacement of the Maxillary central incisors. The european journal of esthetic dentistry, Volume 3 number 2, summer 2008.pdf.
104. Soni A, Kharbanda P, Kumar A. Search For A Viable Alternative To Titanium Implants-A Literature Review. Indian Journal of Dental Sciences. 2013;5(3).
105. Elnayef B, Lázaro A, Suárez-López del Amo F, Galindo-Moreno P, Wang H-L, Gargallo-Albiol J, et al. Zirconia Implants as an Alternative to Titanium: A Systematic Review and Meta-Analysis. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. mai 2017;32(3):e125-34.
106. Hashim D, Cionca N, Courvoisier DS, Mombelli A. A systematic review of the clinical survival of zirconia implants. Clinical Oral Investigations. sept 2016;20(7):1403-17.
107. Pereira G, Amaral M, Cesar P, Bottino M, Kleverlaan C, Valandro L. Effect of low-temperature aging on the mechanical behavior of ground Y-TZP. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. mai 2015;45:183-92.
108. 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. Clinical Oral Implants Research. août 2008;19(8):823-35.
109. Campbell S, Crean SJ, Ahmed W. Titanium allergy: fact or fiction? Faculty Dental Journal. Janv 2014;5(1):18-25.
110. Siddiqi A, Payne AGT, De Silva RK, Duncan WJ. Titanium allergy: could it affect dental implant integration?: Titanium allergy review. Clinical Oral Implants Research. Juill 2011;22(7):673-80.
111. ANDREIOTELLI M et KOHAL RJ. Fracture strength of zirconia implants after aging. Clin Implant Dent Relat Res 2009;11(2):158-166.
112. BERANGER G, FAVERGEON J et MOULIN G. Zircone – ceramique fonctionnelle <http://www.techniques-ingenieur.fr/base-documentaire/materiaux-th11/materiauxfonctionnels-ti580/zircone-n3210/>
113. BODENMILLER A. Usinage des protheses par fraiseuse numerique a cinq axes. Strategie Prothetique 2003;3(5):365-370.
114. BOUDRIAS P. L'infrastructure en zircone yttrée : le nouveau chapitre dans la recherche d'un remplacement pour armature metallique. J Dent Que 2005;42:165-169.
115. BUIJS J. Zircone : un materiau meconnu. Strategie Prothetique 2003;3(1):39-42.
116. BUSSON B. Ceramique biocompatible de l'avenir. Tech Dent 2002;192:17-22.

- 117 : GUAZZATO M, ALBAKRY M, QUACH L et coll. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dent Mater* 2005;21(5):454–463.
118. KELLY JR et DENRY I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater* 2008;24(3):289-298.
119. KOSMAC T, OBLACK C, JEVNIKAR P et coll. Effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and rehabilitée of Y-tzp zirconia ceramic. *Dent Mater* 1999;15(6):426-433.
120. KOSMAC T, OBLACK C, JEVNIKAR P et coll. Strength and reliability of surface Y-TZP dental ceramic. *J Biomed Mater Res* 2000;53(4):304-313
121. STUDART AR, FILSER F, KOCKER P et coll. Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dent Mater* 2007;23(1):106-114
122. SUNDH A, MOLIN M et SJOGREN G. Fracture resistance of yttrium oxide partially stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater* 2005;21(5):476-482.
123. TANAKA K, TAMURA J, KAWANABE K et coll. Phase stability after aging and its influence on pin-on-disk wear properties of Ce-TZP/AL₂O₃ nanocomposite and conventional Y-TZP. *J Biomed Mater Res A* 2003;67(1):200-207.
124. WALTER A, HELFER M et ARCHIEN C. Comportement *in vitro* des ceramiques dentaires dans le milieu salivaire. *Strategie Prothetique* 2009;9(2):131-142.
125. FILSER F, KOCHER P, WEIBEL F et coll Reliability and Strength of All-Ceramic Dental Restorations Fabricated by Direct Ceramic Maching. *Int J Comput Dent* 2001;4(3):89-106.
126. KOKUBO Y, TSUMITA M, SAKURAI S et coll. The effect of core framework designs on the fracture loads of all-ceramic fixed partial dentures on posterior implants. *J Oral Rehabil* 2007;34(7):503-507.
127. SALDANA L, MENDEZ-VILAS A, JIANG L et coll. *In vitro* biocompatibility of an ultrafine grained zirconium. *Biomaterials* 2007;28(30):4343-4354.
128. SWAB, J.J., Low temperature degradation of Y-TZP materials, *J. Mat. Sci.*, 1991, vol. 26, pp. 670–672.
129. Zitzmann NU, Berglundh T. Definition and prevalence of peri-implant diseases. *J Clin Periodontol.* 2008;35(8 Suppl):286-291. doi:10.1111/j.1600-051X.2008.01274.x
130. MAHIAT Y. La zircone : cette meconnue. *Strategie Prothetique* 2006;6(1):55-65.
131. Poujade JM, Zerbib C, Serre D, Céramiques dentaires EMC 2008

132. Lüthy, H., F. Filser, O. Loeffel, M. Schumacher, L. J. Gauckler, et C. H. F. Hammerle. «Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges». *Dental materials* 21, no10 (2005): 930-37. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2004.11.012>.
133. SUTTOR D, BUNKE K, HOESCHELER S, HAUPTMANN H, HERTLEIN G. Lava-the system for all-ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent*. 2001;4(3):195-206.
134. CHRISTELP., MEUNIERA., HELLERM., TORREJ.P., PEILLEC.N. Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium- oxide-partially-stabilized zirconia. *J. Biomed. Mater. Res.*, 1989, 23, 45- 61.
135. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature* 1975;258:703-704
136. SORENSEN J. The Lava System for CAD/CAM Production of High-Strength Precision Fixed Prosthodontics *Quintessence Dent Technol* 2003;26:57-67.
137. PITTAYACHAWAN P, MAC DONALD A, PETRIE A et coll. The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava TM Y-TZP dental ceramic. *Dent Mater* 2007;23(8):1018-1029.
138. GREMILLARD L. Relation entre microstructure et durabilite dans une zircone biomedicale. <http://docinsa.insa-lyon.fr/these/2002/gremillard/partiea.pdf>.
139. PAPANAGIOTOU HP, MORGANO SM, GIORDANO RA et coll. *In vitro* evaluation of low temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *J Prosthet Dent* 2006;96(3):154-164.
140. Albrektsson T, Sennerby L. State of the art in oral implants. *J Clin Periodontol*. 1991;18(6):474-481. doi:10.1111/j.1600-051x.1991.tb02319.x
141. KOU W, MOLIN M et SJOGREN G. Surface roughness of five different dental ceramic core materials after grinding and polishing. *J Oral Rehabil* 2006;33(2):117-124.
142. JUNG RE, SAILA I, HAMMERLE CH et coll. *In vitro* color changes of soft tissues caused by restorative materials. *Int J Periodont Rest Dent* 2007;27(3):251-257.
143. RAFFAELLI L, ROSSI IMMOETTI P, PICCIONI E et coll. Growth viability, adhesion potential and fibronectine expression in fibroblasts cultured on zirconia or feldspatic ceramics in vitro. *J Biomed Mater Res A* 2008;86(4):959-968.
144. EDELHOFF D et SORENSEN J. Light transmission through all-ceramic framework and cement combinations. *J Dent Res* 2002;81:abstract 1179.
145. HAUPTMANN H. SUTTOR D, FRANCK S et coll. Material properties of all-ceramic zirconia prosthesis. *J Dent Res* 2000;79:507(abstract 2910).
146. DAMBREVILLE A, PHILIPPE M et RAY A. La ceramique de zircone ou "la nuit tout les chats sont gris". http://www.maitrise-orthop.com/corpusmaitri/orthopaedic/mo78_zircone/index_vf.shtml

147. Jank S, Hochgattener G. Success rate of two piece zirconia implants: a retrospective statistical analysis. *Implant Dent.* 2016;25:193–8.
148. Spies BC, Fross A, Adolfsson E, Bagegni A, Doerken S, Kohal RJ. Stability and aging resistance of a zirconia oral implant using a carbon fiber-reinforced screw for implant-abutment connection. *Dent Mater.* 2018;34(10):1585-1595.
doi:10.1016/j.dental.2018.08.290
149. Images d'illustrations de la société Nobel Biocare
150. Kobayashi K, Kuwajima H, Masaki T. Phase change and mechanical properties of ZrO₂-Y₂O₃ solid electrolyte after ageing. *Solid State Ionics.* 1981;3/4:489–493.
151. Cas Clinique du Dr Jens Tarsch, fourni par la société Nobel Biocare
152. Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, et al. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. *Gerodontology.* 2002;19(1):3-4.
153. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;16:1-132.
154. S. Schmauder, H. Schubert, Significance of Internal Stresses for the Martensitic Transformation in Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals During Degradation, *Journal of the American Ceramic Society* 69(7) (1986) 534-540.
155. T. Lepistö, T. Mantyla, A Model for Structural Degradation of Y-TZP Ceramics in Humid Atmosphere, A Collection of Papers Presented at the 13th Annual Conference on Composites and Advanced Ceramic Materials, Part 1 of 2: Ceramic Engineering and Science Proceedings, Volume 10, Issue 7/8, Wiley Online Library, 1989, pp. 658-667.
156. F. Lange, G. Dunlop, B.I. Davis, Degradation During Ageing of Transformation-Toughened ZrO₂-Y₂O₃ Materials at 250 C, *Journal of the American Ceramic Society* 69(3) (1986) 237-240



SERMENT MEDICAL

En présence des Maîtres de cette Faculté, de mes chers condisciples, devant l'effigie d'HIPPOCRATE.

Je promets et je jure, d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la Médecine Dentaire.

Je donnerai mes soins à l'indigent et n'exigerai jamais un salaire au-dessus de mon travail, je ne participerai à aucun partage clandestin d'honoraires.

Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire.

Admis dans l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe, ma langue taira les secrets qui me seront confiés et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs ni à favoriser le crime.

Je ne permettrai pas que des considérations de religion, de nation, de race, de parti ou de classe sociale viennent s'interposer entre mon devoir et mon patient.

Même sous la menace, je n'admettrai pas de faire usage de mes connaissances médicales contre les lois de l'humanité.

J'informerai mes patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences. Je ne tromperai jamais leur confiance et n'exploiterai pas le pouvoir hérité des connaissances pour forcer les consciences.

Je préserverai l'indépendance nécessaire à l'accomplissement de ma mission. Je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés.

Respectueux et reconnaissant envers mes Maîtres, je rendrai à leurs enfants l'instruction que j'ai reçue de leur père.

Que les hommes m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses.

Que je sois déshonoré et méprisé de mes confrères si j'y manque.

GAZZONE Thibault – Nouvelle génération d’implants céramiques NobelPearl : revue de littérature

Th. : Chir. dent. : Marseille : Aix –Marseille Université : 2020-2021

Rubrique de classement : Implantologie orale

Résumé :

Avec l’arrivé sur le marché de nouveaux implants tout céramique comme le NobelPearl, et la demande grandissante d’une patientèle refusant de plus en plus les métaux dans leur réhabilitation prothétique ; nous sommes en droit de nous questionner vis-à-vis de ces nouveaux produits, sur l’alternative que propose la zircone sur la question des matériaux implantables, sur la pérennité de celle-ci à long terme et les avantages annoncés face au titane qui reste aujourd’hui le Gold Standard en matière d’implantologie orale.

Dans cette thèse, nous orienterons notre propos dans une première partie sur l’étude de cette zircone ainsi que son comportement dans le milieu biologique à plus ou moins long terme, avant dans une deuxième partie de nous intéresser au NobelPearl, implant zircone 2 pièces, nouvel arrivant sur le marché de l’implantologie céramique.

Mots clés : Implants, Zircone, Titane, Ostéointégration, Biocompatibilité, NobelPearl, Chirurgie Orale

GAZZONE Thibault – New generation of ceramic implants NobelPearl : a literature review

Abstract:

With the arrival on the market of new all-ceramic implants such as the NobelPearl, and the growing demand from patients increasingly refusing metals in their prosthetic rehabilitation; we are entitled to question ourselves about these new products, on the alternative offered by zirconia on the issue of implantable materials, on the sustainability of this in the long term and the advantages announced compared to titanium which today remains the Gold Standard for oral implantology.

In this thesis, we will focus our remarks in the first part on the study of this zirconia as well as its behavior in the biological medium in the more or less long term, before in a second part to focus on NobelPearl, a 2-piece zirconia implant, newcomer to the ceramic implantology market.

Key words : Implants, Zirconia, Titanium, Osteointegration, Biocompatibility, NobelPearl, Oral Surgery