
Année : 2013

N° : 058

Intérêts et limites des implants zircone : Revue de la littérature.

THÈSE POUR LE DIPLOME D'ÉTAT DE
DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

*présentée
et soutenue publiquement par*

BRODIEZ - Pierre

23/12/1987

le 10/12/2013 devant le jury ci-dessous

<i>Président</i>	<i>Madame le Professeur Brigitte ALLIOT-LICHT</i>
<i>Assesseur</i>	<i>Monsieur le Docteur Zahi BADRAN</i>
<i>Assesseur</i>	<i>Monsieur le Docteur Pierre-Yves GRALL</i>
<i>Invité</i>	<i>Monsieur le Docteur Christophe MARGOTTIN</i>

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur Alain HOORNAERT

UNIVERSITÉ DE NANTES	
Président	Pr. Olivier LABOUX
FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE	
Doyen	Pr. Yves AMOURIQ
Asseseurs	Dr. Stéphane RENAUDIN Pr. Assem SOUEIDAN Pr. Pierre WEISS
Professeurs des Universités Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.	
Monsieur Yves AMOURIQ Madame ALLIOT-LICHT Brigitte Monsieur GIUMELLI Bernard	Monsieur Philippe LESCLOUS Madame PEREZ Fabienne Monsieur SOUEIDAN Assem Monsieur WEISS Pierre
Professeurs des Universités	
Monsieur BOHNE Wolf (Professeur Emérite) Monsieur JEAN Alain (Professeur Emérite)	Monsieur BOULER Jean-Michel
Praticiens Hospitaliers	
Madame Cécile DUPAS	Madame Emmanuelle LEROUXEL
Maîtres de Conférences Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.	Assistants hospitaliers universitaires des C.S.E.R.D.
Monsieur AMADOR DEL VALLE Gilles Madame ARMENGOL Valérie Monsieur BADRAN Zahi Monsieur BODIC François Madame DAJEAN-TRUTAUD Sylvie Monsieur DENIAUD Joël Madame ENKEL Bénédicte Monsieur GAUDIN Alexis Monsieur HOORNAERT Alain Madame HOUCHMAND-CUNY Madline Madame JORDANA Fabienne Monsieur KIMAKHE Saïd Monsieur LAGARDE André Monsieur LE BARS Pierre Monsieur LE GUEHENNEC Laurent Madame LOPEZ-CAZAUX Séréna Monsieur MARION Dominique Monsieur NIVET Marc-Henri Monsieur RENAUDIN Stéphane Madame ROY Elisabeth Monsieur STRUILLOU Xavier Monsieur UNGER François Monsieur VERNER Christian	Madame BOEDEC Anne Madame BORIES Céline Monsieur CLÉE Thibaud Madame DAZEL LABOUR Sophie Monsieur DEUMIER Laurent Monsieur FREUCHET Erwan (jusqu'au 03/01/14) Monsieur FRUCHET Aurélien (jusqu'au 15/10/13) Monsieur LANOISELEE Edouard Madame MALTHIERY Eve Monsieur MARGOTTIN Christophe (jusqu'au 03/11/13) Madame MELIN Fanny Madame MERAMETDJIAN Laure Madame ODIER Amélie (jusqu'au 11/11/13) Monsieur PAISANT Guillaume (jusqu'au 30/09/13) Monsieur PILON Nicolas Madame RICHARD Catherine Monsieur ROLOT Morgan Monsieur TOURE Amadou (Assistant associé jusqu'au 16/10/13)

Septembre 2013

Par délibération, en date du 6 décembre 1972, le Conseil de la
Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que les opinions émises
dans les dissertations qui lui seront présentées doivent être
considérées comme propres à leurs auteurs et qu'il n'entend leur
donner aucune approbation, ni improbation.

Remerciements,

A Madame le professeur Brigitte ALLIOT-LICHT,

Professeur des universités

Praticien hospitalier des centres de soins, d'enseignement et de recherche dentaires

Docteur de l'université de Nantes

Habilitée à diriger des recherches

Chef du département de Sciences biologiques

-NANTES-

Pour m'avoir fait l'honneur de présider ce jury de thèse.

Pour votre grande disponibilité, votre gentillesse mais aussi la qualité de votre enseignement.

Vous n'avez cessé de m'encourager tout au long de ces 6 années.

Veillez trouver ici le témoignage de toute ma reconnaissance.

A Monsieur le Docteur Alain HOORNAERT,

Maître de conférences des universités

Praticien hospitalier des centres de soins, d'enseignement et de recherche dentaires

Docteur de l'université d'Orsay

Département de Sciences anatomiques et physiologiques, occlusodontiques,

Biomatériaux, biophysique, radiologie.

-NANTES-

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter la direction de cette thèse.

Pour la qualité et la rigueur de votre enseignement.

Recevez l'expression de mes remerciements les plus sincères.

A Monsieur le docteur Zahi BADRAN,

Maître de conférences des universités

Praticien hospitalier des centres de soins, d'enseignement et de recherche dentaires

Docteur de l'université de Nantes

Département de parodontologie

-NANTES-

Pour m'avoir fait l'honneur de prendre part à ce jury de thèse.

Pour votre enseignement en parodontologie tout au long de ma formation.

Pour nous avoir encadré lors de notre voyage de promotion.

A Monsieur le Docteur Pierre-Yves GRALL,

Docteur en chirurgie dentaire
Chargé d'enseignement clinique
Départements de prothèses

-NANTES-

Pour avoir accepté de faire partie de ce jury de thèse.

Pour la qualité de votre enseignement clinique le vendredi après-midi durant deux années.

Pour la bonne humeur et la disponibilité dont vous avez fait preuve à mon égard.

Veillez trouver ici le témoignage de toute ma reconnaissance.

A Monsieur le Docteur Christophe MARGOTTIN,

Ancien assistant hospitalier universitaire des Centres de soins, d'enseignement et de recherche dentaires

Docteur en chirurgie dentaire

Département de Chirurgie buccale, pathologie et thérapeutique, anesthésiologie et réanimation.

-NANTES-

Pour m'avoir fait partager vos connaissances tout au long de mes études.

Pour la patiente dont vous avez fait preuve à mon égard pendant ces six années et pendant l'élaboration de cette thèse.

Veillez trouver ici la marque de ma profonde admiration et de ma reconnaissance la plus sincère.

Merci infiniment.

A ma mère,

C'est grâce à toi que je suis arrivé jusqu'ici : cette thèse représente l'aboutissement de mes études et je te la dédie tout particulièrement.

A mon père,

Pour m'avoir fait partagé tes connaissances en tant que praticien, pour ton regard avisé sur notre profession.

A mon grand frère et ma petite sœur,

Pour m'avoir supporter depuis près de vingt-six années.

A tous mes grands-parents,

Au reste des membres qui constitue ma famille.

A Justine,

Qui partage ma vie depuis six années maintenant, comme le temps passe vite à tes côtés...

A Mathias,

Parce qu'on s'est bien marrés pendant toutes ces années. Pour le travail que nous avons effectués main dans la main, notre collaboration en pédodontie. Pour les soirées inoubliables et les histoires qui s'en suivent.

Pour avoir corrigé mes fautes d'orthographe et de conjugaison.

A mes collocs,

Alban et Bastien pour les moments inoubliables passés pendant quatre années.

A tous mes potes,

Hélène, Clemimouche, Lucile, Toinon, Marine et Marine, Charlotte, Camti, Maelle, Johanne, Clémence, Sophie, Nico, Lolo la science, Jeannot, Big-Ben, Tobi, Patoche, Taloché, Procu,

Marchan, Fanfan, Jerem, Pierre chichi, Henri la science, Guigui & Guyom, P'tit Joss, Titus, Jean-fax, Alex, Kookai, Charles ...Tous les copains du rugby du FLRSV et de Santé...

A mes confrères et consoeurs de promo,

Charlotte, Lise, Alex, Anne-chou, Elise, Lucie, Antoine, Baudoin, Max, Guillaume, Damien...

A mes binômes,

Annick, Claire & Clairette, Lady-Gaga 85, Thibaud l'artiste, Guibert, François...

Au confrère et consoeur avec qui j'ai eu l'occasion d'échanger, de partager,

Ainsi que l'ensemble du corps enseignant et membres qui constitue la faculté de Chirurgie Dentaire de Nantes.

SOMMAIRE

I. Introduction.....	13
II. La zircone	15
1. Généralités et propriétés.....	15
1-1. Définition	15
1-2. La zircone tétragonale partiellement stabilisée à l'yttrium (Y-TZP)	18
1-3. Propriétés physiques d' Y-TZP.....	18
1-4. Propriétés mécaniques d' Y-TZP ¹⁷	19
1-5. Propriétés biologiques d'Y-TZP.....	20
1-5-1 Toxicité ¹⁸	20
1-5-2. Allergie ⁵¹	20
1-5-3. Biocompatibilité.....	20
1-5-4. Renforcement par transformation de phases ⁷	20
1-5-5. Vieillessement.....	22
2. Champ d'utilisation.....	25
2-1. Dans l'industrie	25
2-2. Dans le médical.....	25
2-3. En chirurgie-dentaire.....	26
3. Historique de la céramique en implantologie.....	29
4. État de surface des implants zircone.....	31
5. La prothèse sur implant zircone	32
5-1. La prothèse fixée.....	32
5-2. La prothèse amovible.....	33
6. Les différents systèmes d'implants zircone dans le commerce.....	34
6-1. L'implant WhiteSky® (Bredent®) Allemagne	34
6-2. L'implant Ceraroot® (Oral Iceberg®) Espagne	35
6-3. L'implant SIGMA Quatro® (INCERMED®) Suisse.....	36
6-4. L'implant Z-Look® (Z-systems®) Allemagne	36
6-5. L'implant Ziraldent® (Metoxit®) Suisse.....	37
6-6. L'implant Zit-z® (Ziterion®) Allemagne.....	37
6-7. L'implant ZIR-ROC vissé® (Peltier Systems®) France	38
6-8. L'implant ZiUnite® (Nobel Biocare®) Suisse	39
IV. Implant zircone : revue de la littérature.....	40
1. Bibliométrie.....	40
2. BIC (Bone-Implant Contact).....	43
3. Test couple de retrait (RTQ).....	46
4. Résistance mécanique.....	48
5. Survie implantaire	49
V. Application clinique.....	52
1. Eléments en faveur de l'utilisation de la zircone comme matériau implantaire	52
2. Eléments en faveur de l'utilisation du titane comme matériau implantaire	54
3. L'implant zircone pour quelles indications ?	55
VI. Discussions et perspectives.....	56
VII. Conclusion	57
Références bibliographiques.	58

I. Introduction

De nos jours tous les praticiens s'accordent sur le fait que l'implantologie est la solution de choix pour la réhabilitation d'un édentement, qu'il soit antérieur ou postérieur, unitaire ou plural.

Différents matériaux ont été proposés pour les implants dentaires, ainsi que des recouvrements divers avec plus ou moins de réussite... Actuellement la quasi-totalité des implants est réalisé en titane et ceux-ci possèdent un taux de survie de près de 98%³⁵.

Alors pourquoi ne pas en rester là ?

Car l'exigence esthétique croissante des patients ainsi que le développement d'un courant " metal free " ont permis de mettre en lumière un matériau prometteur.

Il s'agit de la céramique zircone, déjà bien connue dans le domaine de la chirurgie orthopédique mais aussi en odontologie grâce aux réhabilitations prothétiques fixes « tout céramique ».

Ce matériau appartient à la classification des céramiques inertes et donc extrêmement biocompatibles.

Cependant certaines zones d'ombres demeurent et limitent son utilisation. Comme par exemple sa dégradation en présence d'eau ainsi que sa réputation de matériau cassant. Tant de paramètres qui doivent faire l'objet d'études sérieuses avec suffisamment de recul clinique afin d'élargir le champ d'utilisation de la zircone au matériau implantaire.

L'intitulé de ce travail regroupe deux domaines de haute technologie, l'implantologie et la zircone, raison pour laquelle j'ai fait le choix de ce sujet regroupant deux pratiques dans l'air du temps.

Dans un premier temps nous présenterons la céramique zircone ainsi que ses indications et propriétés. Puis nous verrons un résumé de la littérature concernant les implants utilisant la zircone comme matériau du corps implantaire, excluant les

recherches sur les alliages titane/zircone, les piliers zircone et la zircone comme matériau de revêtement implantaire. Enfin nous déterminerons les grands axes des indications de la zircone en implantologie orale.

En préambule je vous présente la définition de l'implant rendue par la HAS en juillet 2008 : « Les implants sont des dispositifs destinés à créer, au maxillaire ou à la mandibule des ancrages stables, résistants, efficaces, non iatrogènes, durable, sur lesquels s'adapte une prothèse amovible ou fixée en vue de redonner au patient partiellement ou complètement édenté, une fonction adéquate, un confort satisfaisant et une esthétique compatible avec toute fonction sociale. »

II. La zirconie

1. Généralités et propriétés

1-1. Définition

Le mot zirconium vient de l'arabe Zargon (doré) qui provient de deux mots persans : Zar (or) et gun (couleur).

La zirconie a été découverte par le chimiste allemand Martin Heinrich Klaproth en 1789⁵¹.

Le zirconium est un métal blanc de transition, en absorbant de l'oxygène on obtient du dioxyde de zirconium plus couramment appelé zirconie (zirconia en anglais).

Le minerai baddeleyite (découvert par Joseph BADDELEY en 1892 au Sri Lanka) est la seule source naturelle connue de la zirconie. Elle peut malgré tout être obtenue industriellement à partir du zircon (silicate de zirconium).

La zirconie appartient à la famille des céramiques. Par définition elle regroupe les composés poly-cristallins obtenus par frittage (agglomération de poudre par chauffage). Les céramiques classiques sont le verre, la porcelaine et la faïence. La famille des céramiques inclut donc aussi les oxydes de métal bioinertes et non résorbables comme l'alumine et la zirconie.

On retrouve la zirconie en quarantième position dans le tableau périodique des éléments de Mendeleïev :

TABLEAU PÉRIODIQUE DES ÉLÉMENTS

NUMÉRO DU GROUPE RECOMMANDATIONS DE L'ITC/AC (1985) : 1 IA, 2 IIA, 3-10, 11 BIA, 12 BIIA, 13 BIII, 14 BIVA, 15 BV, 16 BVIIA, 17 BVIII, 18 BIX.

NUMÉRO DU GROUPE CHEMICAL ABSTRACT SERVICE (1988) : 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18.

NUMÉRO ATOMIQUE (Z), MASSE ATOMIQUE RELATIVE (A), SYMBOLE, NOM DE L'ÉLÉMENT.

Lanthanides

57	58	59	60	61	62	63	64	65	66	67	68	69	70	71
La	Ce	Pr	Nd	Pm	Sm	Eu	Gd	Tb	Dy	Ho	Er	Tm	Yb	Lu
LANTHANUM	CÉRIUM	PRASEYME	NÉODYME	PROMÉTHIUM	SAMARIUM	EUROPIUM	GADOLINIUM	TERBIUM	DYSPROSIUM	HOÛMIUM	ERBIUM	THULIUM	YTERBIUM	LUTÉTIUM

Actinides

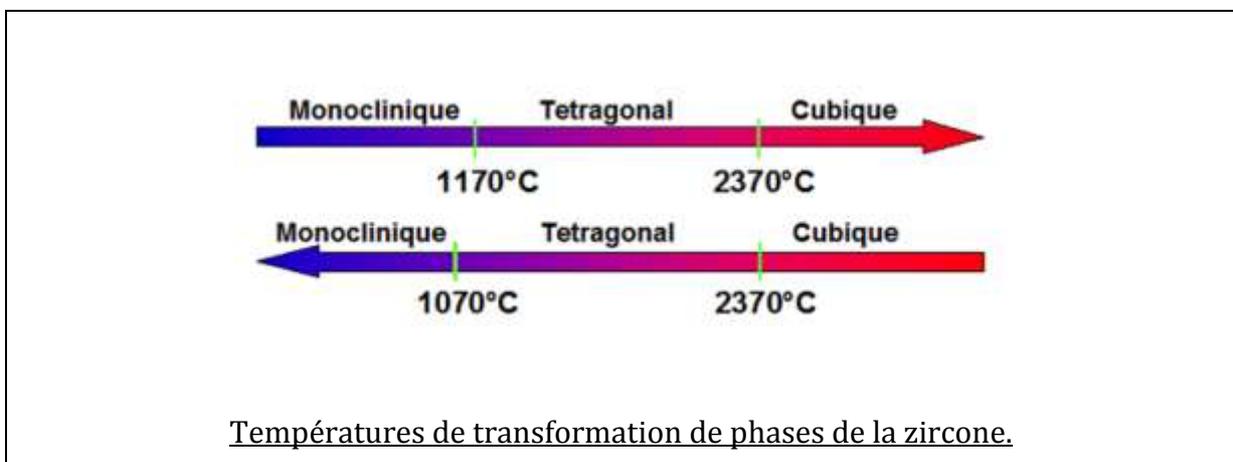
89	90	91	92	93	94	95	96	97	98	99	100	101	102	103
Ac	Th	Pa	U	Np	Pu	Am	Cm	Bk	Cf	Es	Fm	Md	No	Lr
ACTINIUM	THORIUM	PROTACTINIUM	URANIUM	NEPTUNIUM	PLUTONIUM	AMÉRICIUM	CURMIUM	BÉREGLIUM	CALIFORNIUM	ÉBERTHELIUM	FERMIDIUM	MEISSNERIUM	ROSENBLIUM	LAWRENCIUM

La masse atomique relative est donnée avec 6 chiffres significatifs. Pour les éléments qui n'ont pas de nucléides stables, la valeur entre parenthèses indique le nombre de masse du nucléide de l'élément ayant le plus de vie ou le plus grand.

Remarque : pour les trois éléments Tl, Po et U qui ont une composition isotopique variable connue, une masse atomique est indiquée.

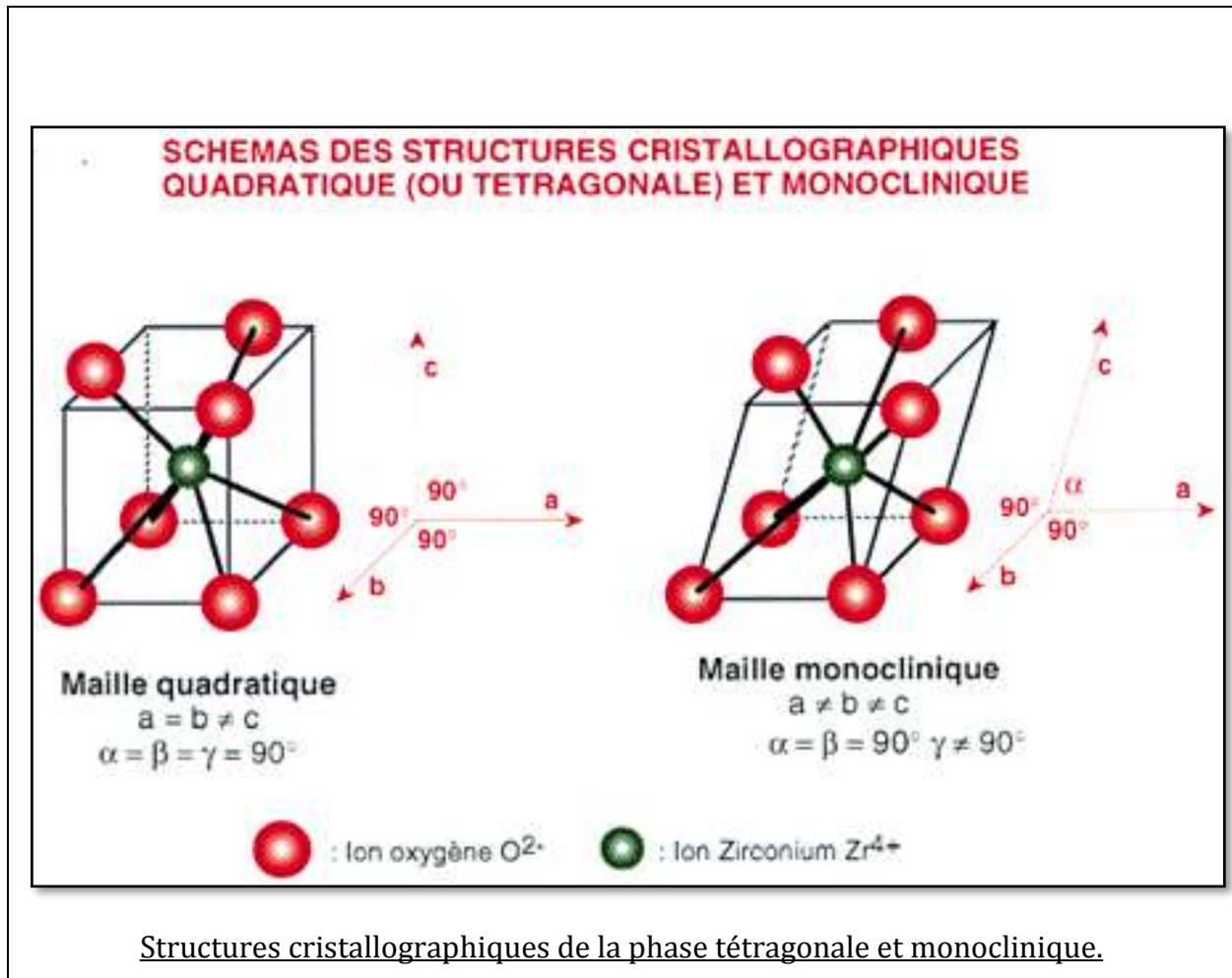
Tableau périodique de Mendeleïev.

Après certains procédés chimiques et thermiques la zirconie s'acquiert sous forme d'une poudre blanche. Cette zirconie est composée de cristaux arrangés en cellules cristallines qui peuvent être répertoriées en trois phases cristallographiques selon la température où elle se trouve :



Températures de transformation de phases de la zirconie.

Le passage de la phase monoclinique vers tétragonale est accompagné d'une diminution de volume de 5%. Inversement, au passage de tétragonale vers monoclinique s'ajoute une expansion de volume de 3 à 5%¹⁷.



La phase tétragonale (ou quadratique) possède les meilleures propriétés mécaniques suivie de la phase cubique et enfin la phase monoclinique. Le passage à cette dernière est accompagné d'une réduction de la cohésion des particules céramiques et d'une diminution de la densité.

1-2. La zircone tétragonale partiellement stabilisée à l'yttrium (Y-TZP)

L'addition d'un faible pourcentage d'oxydes (MgO, CaO, Y₂O₃) permet de stabiliser la phase cubique et/ou tétragonale jusqu'à la température ambiante. On obtient alors une zircone stabilisée.

Dans le cas d'Y-TZP l'adjonction d'environ 2 à 3% molaire d'oxyde d'yttrium (Y₂O₃) en tant qu'agent stabilisateur permet à la zircone d'obtenir une structure faite à 100% de petits grains tétragonaux métastables et fins¹⁷.

La plupart du temps, c'est cette zircone à des teneurs de 2 à 3% d'yttrium qui est utilisée pour l'art dentaire car elle offre un compromis intéressant entre la ténacité et la contrainte à la rupture.

Découverte par Kobayashi au début des années 1980.

1-3. Propriétés physiques d' Y-TZP

	Y-TZP	Référence	Application
Densité	6.05	Eau 1 Titane 4.5	Matériau très dense
Granulométrie	0.2 μ m	ISO 13356 < 0.6 μ m	Granulométrie fine
% phase monoclinique	1%	ASTMF 1873 < 5%	Propriétés mécaniques améliorées
porosité	0.1%		Faible porosité
Module de WEIBULL	10-12		WEIBULL élevé témoignant d'une disparité des défauts faibles

1-4. Propriétés mécaniques d' Y-TZP¹⁷

L'origine des propriétés mécaniques exceptionnelles de cette zircone réside dans sa structure dense en micro-grains et sans défauts.

Ces propriétés dépendent de sa pureté, de sa porosité, de la taille de ses grains et de la proportion de phase tétragonale et monoclinique.

	Y-TZP	Référence	Application
Résistance à la flexion (Mpa)	1200	ISO 13356 > 800 Alumine 600 Ti ₆ Al ₄ V = 820 T Grade 4 = 390	Pièce de longue portée réalisable
Module d'élasticité YOUNG (Gpa)	220	Ti ₆ Al ₄ V 110 Alumine 400 Verre 73 T Grade 4 = 106	Relativement faible indiquant une capacité de déformation élastique avant rupture fragile. Ceci traduit une certaine absorption des contraintes par la zircone.
Dureté vickers (HV)	1200	Ti ₆ Al ₄ V 350 CoCr 300-380 T Grade 4= 200	Matériau extrêmement dur
Ténacité ($NPam^{-1}$)	7-10	Alumine 3-4 Titane 50-80	Bon comportement face à la rupture en présence d'une entaille.

La zircone tolère donc beaucoup plus de déformation que l'alumine. Ce module d'élasticité bas est un fait unique dans les matériaux à rupture fragile qui sont des matériaux généralement « cassant ».

En comparaison, le titane et ses alliages (matériaux ductiles) ont une capacité de déformation plus importante sous une même contrainte.

1-5. Propriétés biologiques d'Y-TZP

1-5-1 Toxicité¹⁸

Les tests in vitro et in vivo montrent que Y-TZP n'avait pas d'effet mutagénique et oncogénique et pouvait donc être utilisé dans le domaine biomédical.

1-5-2. Allergie⁵¹

Absence d'effets locaux et systémiques à long terme après l'implantation de zircone dans les muscles ou les os.

1-5-3. Biocompatibilité

La biocompatibilité a été définie comme « la capacité d'un matériau à induire une réponse appropriée de l'hôte dans une application spécifique » selon la European Society of Biomaterials.

La biocompatibilité de la zircone a été explorée dans de nombreuses études (Bachle 2007⁸, chevalier 2006¹⁶, Ichikawa 1992²⁹, Rimondi 2002⁵⁴) ayant permis de mettre en évidence le caractère hautement biocompatible de la zircone⁴⁰.

1-5-4. Renforcement par transformation de phases⁷

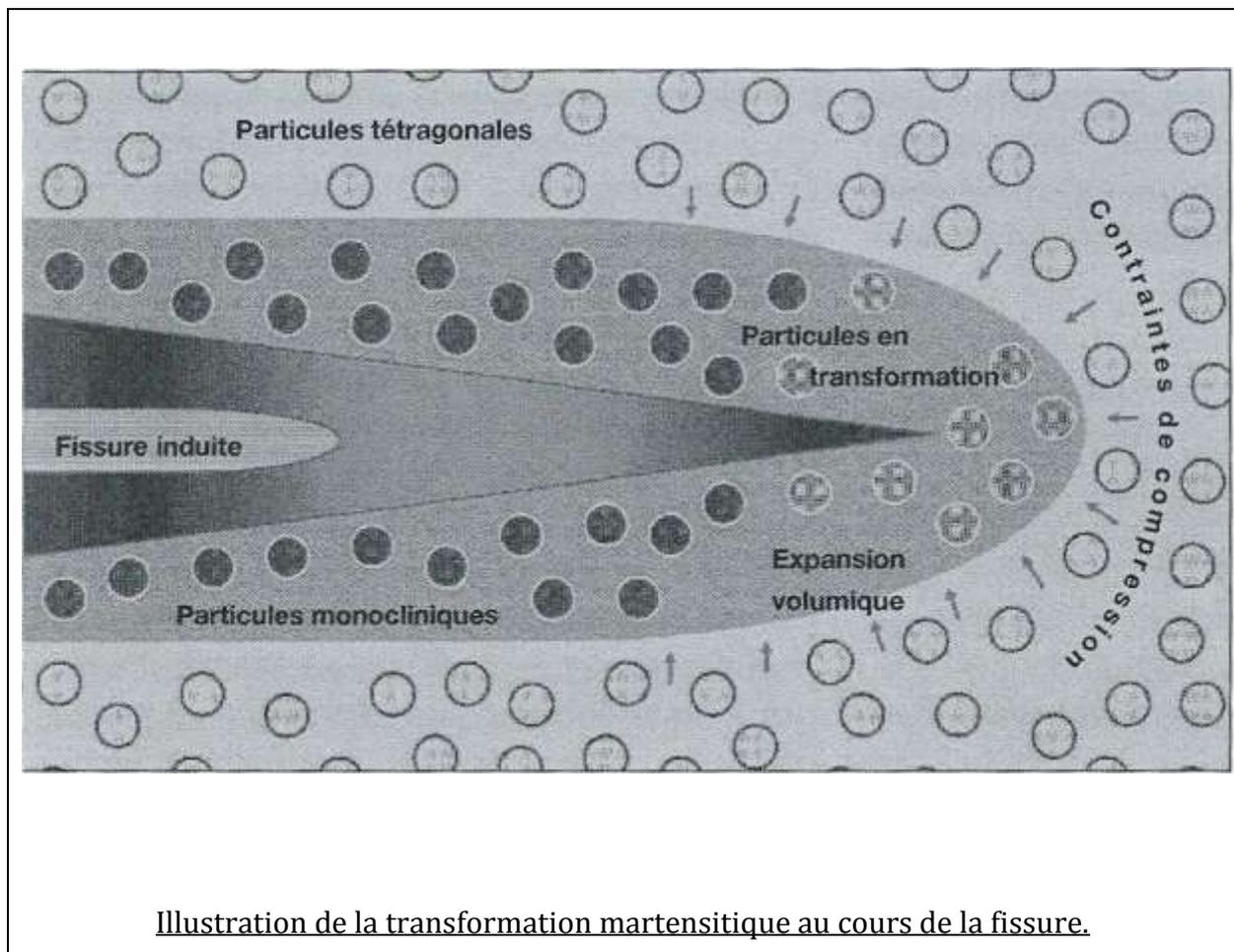
En présence d'une petite quantité d'oxyde stabilisateur yttrié, les particules tétraogonales sont donc maintenues dans un état métastable à des températures inférieures aux températures de transformation de tétraogonale vers monoclinique.

A température ambiante, la zircone tétraogonale métastable existe seulement dans des particules inférieures à 30nm.

Cette stabilité est due à une énergie de surface plus faible de la phase tétraogonale par rapport à la phase monoclinique, ou due à la contraction de la matrice rigide sur les

grains tétraonaux. Ces deux possibilités s'opposent ainsi à la transformation en une forme monoclinique moins dense.

La propriété de renforcement par transformation de phase, découverte par Garvie et coll en 1975, intervient au cours de la propagation d'une fissure à l'intérieur de la masse du matériau. Les grains tétraonaux peuvent être transformés en grains monocliniques associés à une expansion volumique de 3 à 5% des grains conduisant au final à des contraintes de compression au niveau du bord de la fissure induite.



Pour cette raison une énergie supplémentaire est nécessaire afin de propager la fissure.

Ce mécanisme d'absorption d'énergie, appelé aussi renforcement par transformation de phases, est dû à la transformation martensitique (en référence à martensite qui est la

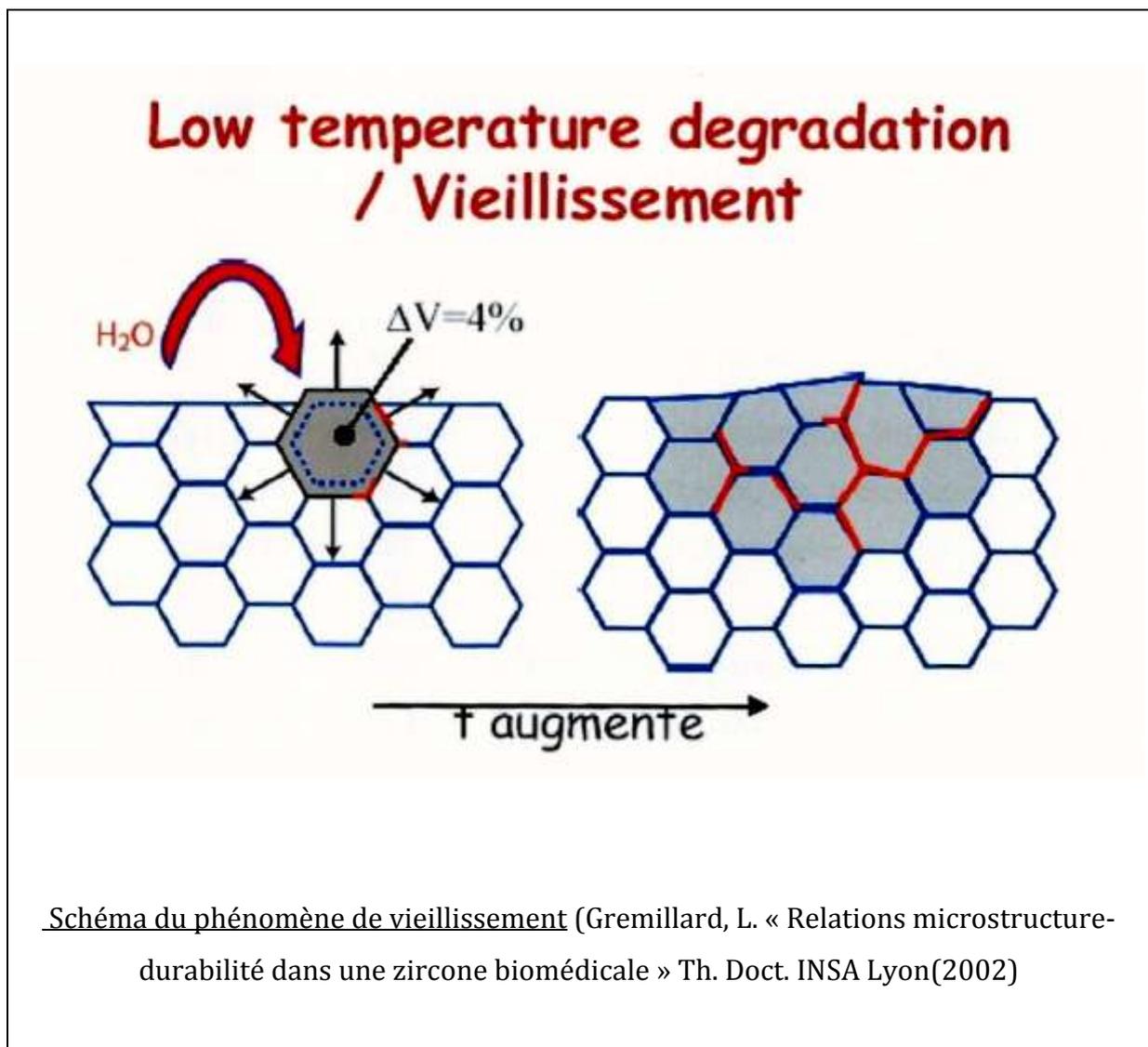
phase métastable la plus dure qui puisse être obtenue dans les aciers trempés) se produisant à l'extrémité de la fissure.

Ceci explique la ténacité importante de la zircone stabilisée à l'yttrium, phénomène considéré comme la base de sa résistance mécanique très élevée.

Ce mécanisme permet donc à la zircone de résister à la fissuration et donc à la fracture²⁷.

1-5-5. Vieillessement

Lorsqu'Y-TZP se trouve en milieu hydrique, la phase cristalline tétragonale de surface peut naturellement se changer en une phase monoclinique. Cette transformation est appelée dégradation à faible température (LTD). Elle résulte en une diminution des propriétés mécaniques du matériau, une rugosité et une microfissuration de surface.



SWAB⁶⁴ en 1991 énonce les 6 principales étapes du vieillissement :

1-L'intervalle de température le plus critique dans le mécanisme du vieillissement est compris entre 200 et 300°C.

2-Les effets du vieillissement sont la réduction de la résistance, de la dureté et de la densité, et une augmentation de la phase monoclinique.

3-La dégradation des propriétés mécaniques due à la transition tétragonale-monoclinique, prend place avec des fêlures microscopiques et macroscopiques du matériau.

4-La transition tétragonale-monoclinique démarre sur la surface et progresse dans la masse du matériau.

5-La réduction de la taille des grains et/ou l'augmentation en concentration de l'oxyde stabilisateur réduit le taux de transformation.

6-La transformation tétragonale-monoclinique est augmentée dans l'eau ou dans la vapeur.

Il résulte de cette transformation rugosité, usure, fêlures, extrusion des grains, formation de débris de particules.

Le vieillissement de la zircone reste le point clé, les **échecs** apparus avec les implants orthopédiques sont un exemple concret et frappant de l'influence négative de la dégradation à basse température de la zircone. Ainsi une meilleure connaissance du phénomène permettrait de déterminer son champ d'utilisation biomédicale⁶⁴.

En effet, au cours de l'année 2001, plus de 400 prothèses de têtes fémorales PROZYR® en zircone ont cassé en une courte période du fait d'un vieillissement accéléré du matériau^{16, 52}.

En résumé les effets de changement de la taille des grains agissent sur les propriétés mécaniques et le vieillissement de la zircone.

Une augmentation de la taille des grains améliore donc la capacité à lutter contre la propagation de la fissure (ténacité), mais dégrade sa résistance au vieillissement.

2. Champ d'utilisation

2-1. Dans l'industrie

Les propriétés thermiques intrinsèques de la zircone en font entre autre un bon dispositif de barrière thermique :

- Parois de fours à induction à haute température
- Parois de fours électriques de plus de 2000°C dans des atmosphères d'oxydation
- Parois de réacteurs nucléaires
- instruments de coupe

2-2. Dans le médical

Les matériaux céramiques développés pour une utilisation médicale et dentaire sont appelés biocéramiques.

Actuellement on retrouve la zircone dans le domaine médical comme instrumentation chirurgicale, implants chirurgicaux (ISO 13556) et en orthopédie.

En effet, l'application la plus répandue est la fabrication de tête de hanche en Y-TZP ou les arthroplasties totales de hanches introduites en premier par CHRISTEL, mais aussi pour les prothèses de genou ainsi que celles des doigts.



Tête de prothèse de hanche en zircone.

Un total de 600 000 têtes de prothèse de hanche en zircone ont été implantées dans le monde entier¹⁶.

2-3. En chirurgie-dentaire

On retrouve la zircone dans de nombreux domaines de la pratique odontologique quotidienne :

En orthodontie, depuis quelques années les brackets peuvent être constitués en zircone permettant une moindre visibilité de la structure améliorant ainsi l'esthétisme et l'acceptabilité du dispositif médical.

Dans le domaine prothétique, la zircone est très largement répandue grâce à sa résistance, son esthétisme, son affinité avec la muqueuse du fait de sa faible rétention de plaque. On peut donc y recourir lors de l'élaboration d'inlay-onlay, de facettes, de tenons radiculaires³, d'attache-ments extra coronaires, d'armatures et enfin comme couronnes unitaires ou plurales, à recouvrement partiel ou total⁴¹.



Armature de bridge en zircone

On trouve également des gammes de fraises en zircone ainsi que des forets pour la pose d'implants.

En implantologie, elle constitue d'ores et déjà une alternative thérapeutique pour la conception du pilier implantaire sur implant titane¹⁴.

Les piliers zircone se distinguent par leur esthétisme, leur bonne compatibilité tissulaire et leur faible accumulation de plaque bactérienne.

Dans une étude prospective menant sur une période d'observation de 4 ans, Glauser indique un taux de survie de 100% pour 53 piliers zircone²⁶.



Illustration pilier implantaire zircone destiné à un implant titane.

Depuis quelques années, la zircone est donc aussi une possibilité quant au choix du matériau du corps implantaire. Alternative complexe qui doit nécessairement être précédée d'une réflexion intense et appuyée d'études sérieuses.

Les applications de la zircone au niveau du marché dentaire augmentent de 12% chaque année ¹⁶.

3. Historique de la céramique en implantologie

A la fin des années 1960, les implants dentaires en céramique sont élaborés à partir d'alumine (Al_2O_3). Ils étaient considérés comme une alternative aux alliages traditionnels, l'objectif étant d'améliorer l'esthétisme.

Le premier implant oral alumineux était une fixture cristalline vissée dans le tissu osseux, produite par SANDHAUS : l'implant « CERASAND® ».

Au milieu des années 1970, l'implant connu sous le nom de « TUBINGEN IMPLANT® » a été introduit, une décennie plus tard apparaissait le « BIONIT IMPLANT SYSTEM® », ensuite vers le milieu des années 1980 a été produit le « CERAMIC ANCHOR IMPLANTS® ».

En parallèle de l'oxyde d'alumine polycristal s'est développée l'alumine simple cristal dont le représentant était le « BIOCERAM IMPLANT® ».

Ces implants à base d'alumine étaient surdimensionnés géométriquement, du fait de leur fragilité, ce qui en limitait leurs indications. Cependant leurs états de surface permettaient une cicatrisation des tissus mous et durs prédictible.

Malgré une ostéointégration réelle achevée, ces implants à base d'alumine ont été retirés du marché. En effet leurs propriétés mécaniques étaient insuffisantes lors de la charge sur le long terme, ceci entraînant des fractures.

Depuis le début des années 1980 la zircone tétragonale partiellement stabilisée à l'yttrium (Y-TZP), découverte par Kobayashi, a été introduite comme matériel céramique hautement résistant. Avec de bons résultats à long terme dans le champ des implants médicaux, Y-TZP a donc été suggérée comme une alternative au titane pour les implants dentaires.

En effet Y-TZP possède une résistance à la flexion supérieure à celle de l'oxyde d'alumine ainsi qu'une meilleure résistance aux chocs^{9, 17}.

4. État de surface des implants zircone

Chaque compagnie proposant un système implantaire zircone se fournit en poudre de zircone brut, puis chacune a son propre protocole pour fabriquer sa zircone. Il est donc difficile de parler de zircone comme un seul matériau.

On retrouve dans la littérature différents traitements de surface de la zircone. Ces études permettent de comparer l'adhésion cellulaire et bactérienne, le couple de retrait des différents états de surfaces.

De la même façon que le titane, la zircone peut subir un traitement soustractif. Le sablage consistant en une pulvérisation de fines particules sur la surface implantaire. Le mordantage en une attaque de surface par un agent chimique acide. Ou encore la combinaison de ces deux procédés. Le but étant d'obtenir une surface rugueuse.

Dans son étude de 2010 portant sur l'implantation de 831 implants zircone CeraRoot chez 378 patients, Oliva et coll ont montrés que le taux de succès des implants à surfaces mordancées (97,60%) était significativement supérieur à celui des implants à surfaces lisses (92,77%)⁴⁶.

Récemment Aboushelib et coll comparent le nombre et la taille des ostéoblastes humains au contact de différentes surfaces. Le résultat de cette étude suggère que la surface de la zircone nanoporeuse favorise la croissance et l'attachement comparé à la surface lisse.

Avec une taille moyenne des ostéoblastes de $50,7\mu m$ pour la zircone nanoporeuse contre $42,5$ et un nombre moyen de $160/mm^2$ contre 133 , la zircone mordancée rugueuse possède donc des valeurs plus importantes que le titane mordancé et sablé (SLA)¹.

Actuellement la majorité des auteurs s'accordent donc sur le fait que la surface rugueuse de la zircone améliore son ostéointégration^{1, 7 19 46 56}.

5. La prothèse sur implant zircone

La prothèse sur implant zircone est très peu documentée dans la littérature.

5-1. La prothèse fixée

Dans son étude portant sur 8 patients, Borgonovo détail les étapes de la pose de vingt-neuf implants monobloc WhiteSky®, jusqu'à la pose de la restauration définitive 6 mois après ¹²:

- Immédiatement après l'insertion de l'implant, le pilier est préparé afin de corriger son axe et sa longueur. Un abrasif diamanté pour zircone sous irrigation est utilisé.
- Une restauration provisoire obtenue par wax up est mise en place et scellée au ciment provisoire TempBond®. Celle-ci ne présente ni contacts en charge fonctionnelle, ni lors de mouvements de latéralité.
- Six mois après l'accès aux limites est possibles grâce aux cordonnets rétracteurs. Le matériau d'empreinte utilisé dans ce cas est l'IMPREGUM®.
- Enfin la couronne tout céramique définitive est scellée avec un ciment verre ionomère (FujiCem®).

Aucuns analogues ne sont ici utilisés, contrairement à l'implantologie titane, ce qui facilite nettement le protocole d'empreinte. Cela est permis grâce à la structure monobloc des implants zircones permettant une technique d'empreinte identique à celle sur moignon dentaire.

5-2. La prothèse amovible

Seule la firme Z-System semble actuellement pouvoir offrir un système d'implant zircone monobloc avec connexion boule (cf 6-4).

Néanmoins, lors de la recherche PubMed utilisant comme mots clés «removable protheses, zirconia implant» j'obtiens 17 résultats dont aucun ne traite de la réhabilitation d'un édentement avec un système amovible sur implant zircone.

Il apparaît donc que la prothèse amovible sur implant zircone ne soit pas encore un sujet d'actualité.

6. Les différents systèmes d'implants

zircone dans le commerce

Ces implants sont de formes cylindriques à cylindro-coniques. Tous constitués en une seule partie (monobloc = corps + col trans-gingival + pilier) hormis l'implant Sigma Quatro® de chez INCERMED®, qui permet donc un choix entre différents piliers.

Malgré tout, nous parlerons de systèmes monobloc pour les implants zircone car la partie corps+col est constituée d'un seul élément.

Les limites des implants monoblocs sont que la prothèse est uniquement scellée, ne peut-être trans-vissée, et le positionnement de l'implant conditionne celui du pilier annexé (gestion difficile de l'angulation) et donc de la couronne prothétique.

Le protocole d'implantation est dit « non enfoui » et permet donc de se passer d'une deuxième intervention de désenfouissement de l'implant. La difficulté réside dans l'aménagement des tissus mous qui doit être géré dès la première chirurgie.

6-1. L'implant WhiteSky® (Bredent®) Allemagne

Présente la particularité de n'être indiqué que dans des cas d'édentements antérieurs unitaires. Cet implant peut être retouché au niveau de l'émergence et du pilier.



Implant WhiteSky® de Bredent®

6-2. L'implant Ceraroot® (Oral Iceberg®) Espagne

Cet implant existe en cinq formes suivant la racine à remplacer avec un épaulement travaillé de manière à ce que les épines osseuses inter-proximales soient stimulées (shoulder scalloped).

Aucune retouche n'est permise pour ces implants.



Les cinq formes d'implants Ceraroot®

6-3. L'implant SIGMA Quatro® (INCERMED®) Suisse

Choix de pilier multiple et mis en forme par fraisage. Profil spécifique du col permettant une stabilisation osseuse optimum suivant les dires du fabricant.



6-4. L'implant Z-Look® (Z-systems®) Allemagne

Présente la particularité d'avoir une tête qui peut être taillée comme une dent naturelle.



Notons donc ici la présence d'un attachement boule permettant la stabilisation et la rétention d'un dispositif prothétique amovible.

6-5. L'implant Ziraldent® (Metoxit®) Suisse

Traitement de surface microporeuse Zircapore® permettant une meilleure stabilité primaire et ostéointégration.



La compagnie Metoxit déclare ajouter de petites quantités d'alumine afin de diminuer le taux de conversion de la phase tétragonale vers monoclinique.

La zircone renforcée à l'alumine pourrait offrir un équilibre exceptionnel entre une faible propagation des fissures et une résistance au vieillissement. L'adjonction d'alumine à la zircone empêche le vieillissement ou réduit radicalement sa cinétique.

6-6. L'implant Zit-z® (Ziterion®) Allemagne

Se distingue par une portion trans-gingivale droite ainsi que la forme en pentagone de sa tête.



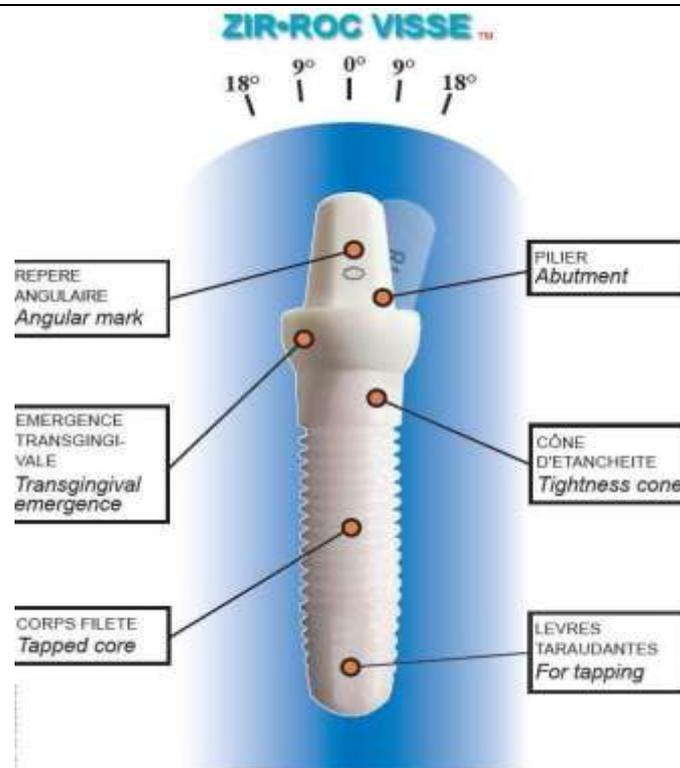


L'implant Zit-z®

6-7. L'implant ZIR-ROC vissé® (Peltier Systems®) France

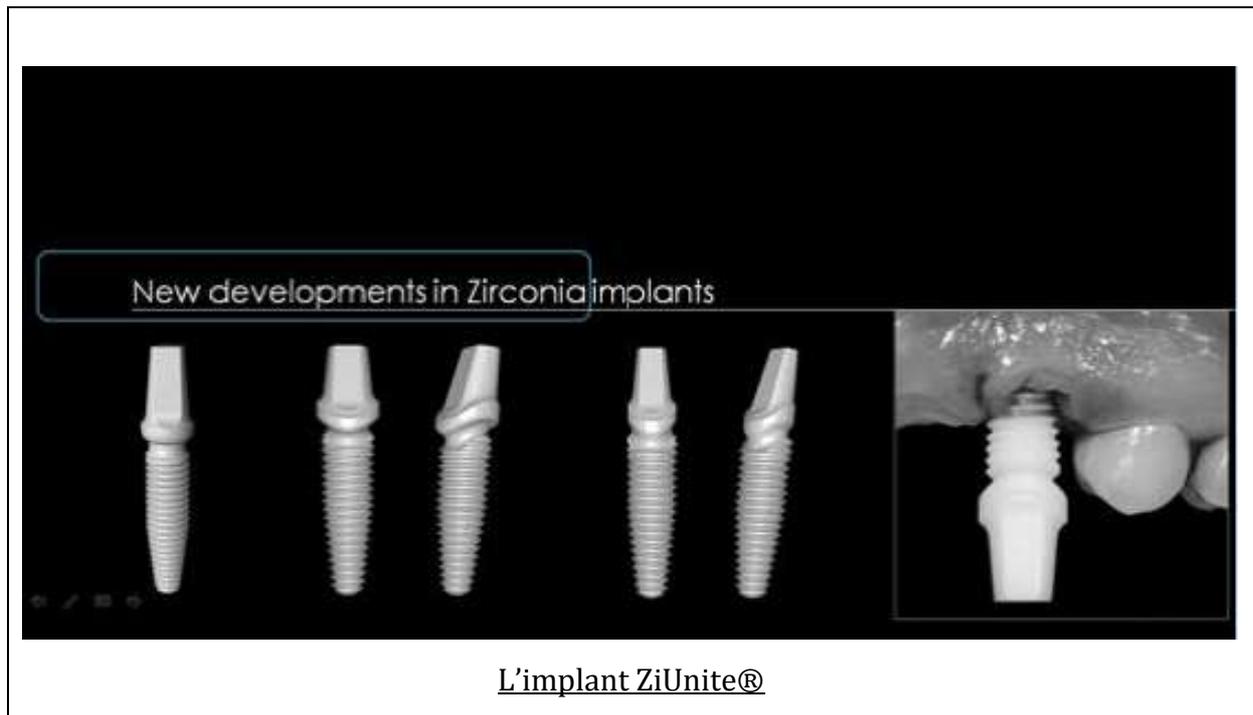
Permet une compensation entre les axes implantaire et prothétique grâce au choix de trois angulations de piliers (0°, 9° et 18°).

Une retouche de la limite cervicale est autorisée par le fabricant.



l'implant ZIR-ROC vissé®

6-8. L'implant ZiUnite® (Nobel Biocare®) Suisse



Fixture zircone à surface modifiée poreuse. Cet implant a été utilisé dans de nombreuses études mais semble avoir disparu du catalogue de Nobel Biocare.

IV. Implant zircone : revue de la littérature

1. Bibliométrie

Niveaux de preuve scientifique et grades des recommandations (**Haute Autorité de santé**)

Niveau de preuve scientifique fourni par la littérature	Grade des recommandations
Niveau 1 (NP1) Essais comparatifs randomisés de forte puissance (effectifs suffisants) - Méta-analyse d'essais comparatifs randomisés - Analyse de décision basée sur des études bien menées	Preuve scientifique établie A (Prouvé)
Niveau 2 (NP2) Essais comparatifs randomisés de faible puissance (effectifs insuffisants) - Études comparatives non randomisées bien menées - Études de cohortes	Présomption scientifique B (Probable)
Niveau 3 (NP3) Études de cas-témoins	Faible niveau de preuve C (Accepté)
Niveau 4 (NP4) Études comparatives comportant des biais importants - Études rétrospectives - Séries de cas	Faible niveau de preuve C (Accepté)
En l'absence d'études	les recommandations sont fondées sur un accord professionnel

La revue de la littérature a débuté avec une recherche PubMed de 1975 à aujourd'hui. La recherche a été construite utilisant les mots clés suivants : zirconia implant : 487 résultats

En filtrant avec la catégorie dental journal on obtient 324 résultats, tous de langue Anglaise, études sur l'Homme et sur l'animal.

On retrouve ensuite 248 articles datant de moins de 5 années.

Le critère d'inclusion pour les articles est le suivant : article traitant des implants dentaires en zircone. Les articles traitant des implants pour usage orthopédique ainsi que les piliers implantaires (abutments) ont été exclus de la revue de littérature.

En incluant les critères d'inclusion on trouve :

- 30 études comparatives
- 7 études cliniques sans preuve scientifique établie
- 4 rapports de cas

Le contact implant/os (BIC) a été traité dans 15 articles, l'analyse de surface dans 4, le test de couple de retrait dans 6 articles, la résistance mécanique dans 4, toutes réalisées chez l'animal.

Chez l'Homme, 7 études cliniques avec taux de survie et enfin 4 rapports de cas ont été menés. Ces 4 rapports de cas ne seront pas détaillés ici car sans valeur scientifique.

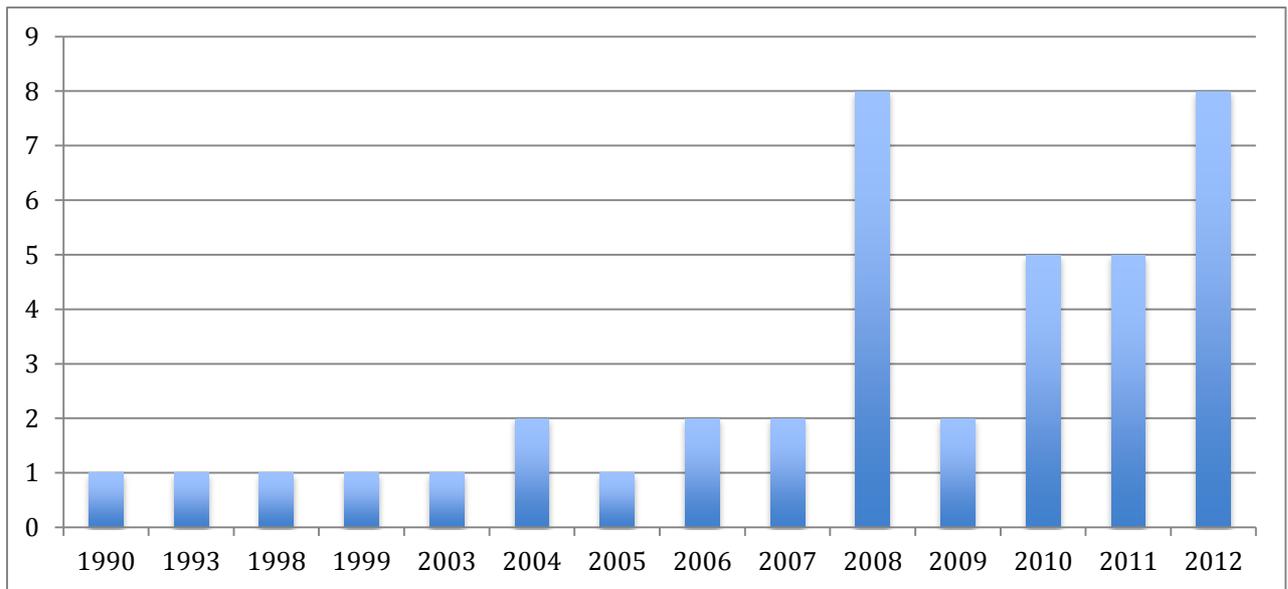


Tableau récapitulatif du nombre des parutions depuis 1990.

Depuis l'année 2008 on remarque un gain d'intérêt pour les implants zircone avec notamment trois études de Deprich cette année-là, ainsi que de plus nombreuses études cliniques et rapports de cas à partir de cette date.

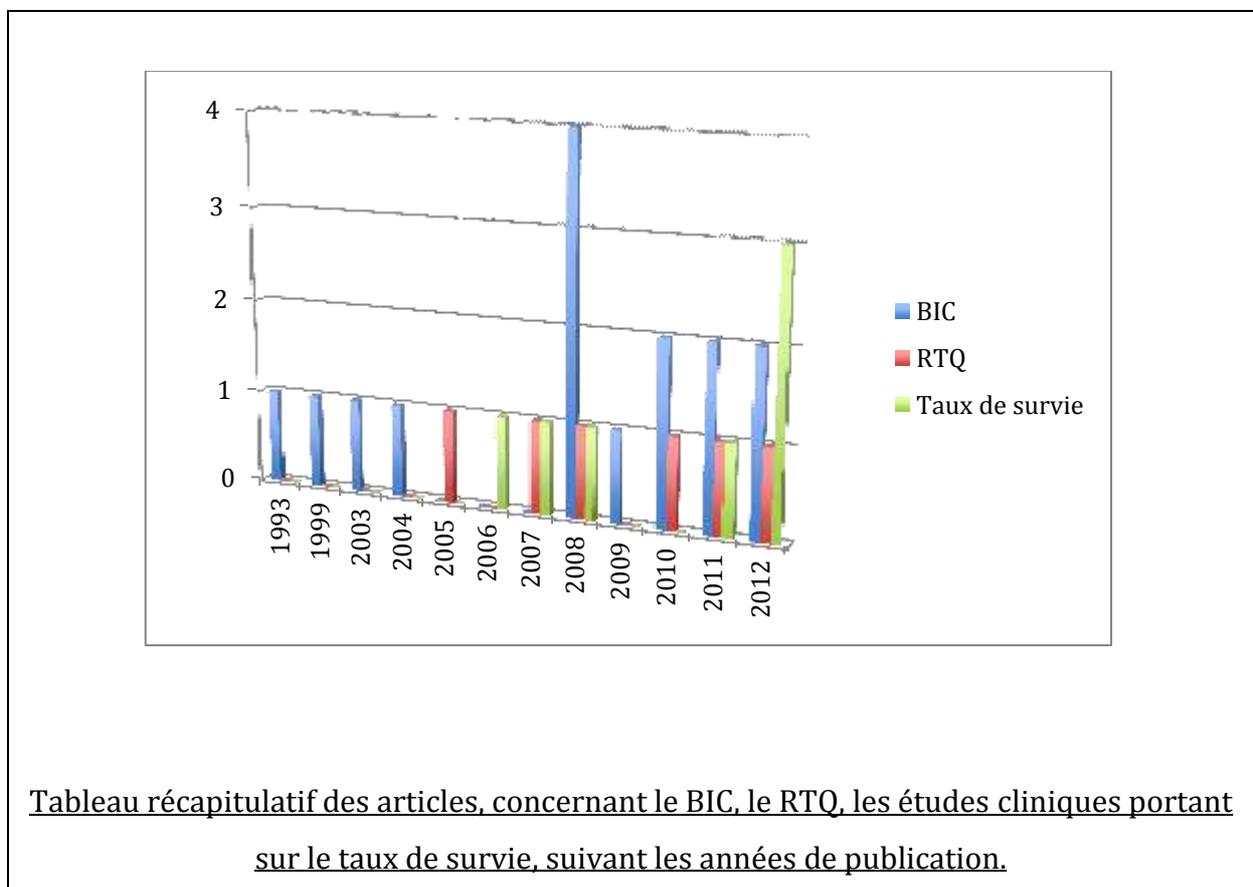


Tableau récapitulatif des articles, concernant le BIC, le RTQ, les études cliniques portant sur le taux de survie, suivant les années de publication.

2. BIC (Bone-Implant Contact)

Le contact implant-os ou BIC est une valeur en pourcentage déterminée par analyse histologique microscopique. Celle-ci est révélatrice du contact direct entre le tissu osseux et le matériau implantaire et donc de **l'ostéointégration histologique**.

*SLA = Sandblasted and acid-etched

Auteur	Année	Modèle	Tps	Types d'implants	BIC %	Observations	Grade
Akagawa ⁴	1993	chien	3mois	Y-TZP sans charge	81.9	La mise en charge réduit nettement le BIC	C
				Y-TZP avec charge	69.8		
Dubruille ²¹	1999	chien	10 mois	6 Zircone	64.6	Pas de différences significatives	B
				6 Alumine	68		
				6 Titane	54		
Scarano ⁵⁷	2003	lapin	28J	20 implants Zircone	68.4	Zircone bio-compatible et ostéo-conductrice	B
Kohal ³³	2004	singe	9 mois	12 Zs ReImplan®	67.4	Pas de différences significatives	B
				12 TSLA	72.9		
Hoffman ²⁸	2008	lapin	14J	Z zSystem®	55	Les valeurs de BIC s'inverse au bout de 2-4 semaines en faveur du titane	C
				Titane	47		
			28J	Z zSystem®	71		
				Titane	79.5		
Langhoff ³⁸	2008	mouton	14J	ZSLA	77	Pas de différences significatives	C
				TSLA	59		

			28J	ZSLA	82		
				TSLA	78.83		
			56J	ZSLA	75		
				TSLA	80		
Depprich ²⁰	2008	animal	7J	Z	35.3	T légèrement sup au Z mais pas significatif. Ostéointégration Similaire.	C
				TA	47.7		
			28J	Z	45.3		
				TA	58.6		
			84J	Z	71.4		
				TA	82.9		
Kohal ³²	2008	rat	14J	Z usiné	30.9	Valeurs sup pour la Z usiné. Pas de diff significatives	C
				T usiné	23.2		
			28J	Z usiné	46.6		
				T usiné	39.4		
Koch ³¹	2009	chien		Zircone	59.11	Valeur significa- tivement sup pour la zircone	B
				Titane	40.91		
Gahlert ²⁵	2010	cochon	28J	ZA (n=16)	70	Pas de différences significatives	B
				TSLA (n=18)	64.7		
			56J	ZA (n=16)	67.1		
				TSLA (n=18)	79.2		
			84J	ZA (n=16)	68.3		
				TSLA (n=18)	83.7		
Stadlinger 63	2010	cochon	28J	Z enfoui (n=7)	53	Pas de diff significatives. Valeurs améliorées lorsqu'enfoui.	B
				Z non enfoui(n=7)	48		
				T (n=7)	53		
Aboushe- lib ²	2011	lapin	28J	ZA	65.38	Valeurs légèrè- ments supérieures pour la zircone.	C
				Titane	56.93		
			42J	ZA	75.01		
				Titane	68.31		

Aboushe-lib ²	2011	lapin	28J	Zs	57.5	Valeurs significativement sup pour le T. Le mordançage améliore le BIC de la zircone.	C
				ZSLA	66.7		
				TSLA	69.3		
			91J	Zs	54.6		
				ZSLA	57.6		
				TSLA	78.5		
Lee ³⁹	2012	chien	35J	Z(n=8)	55	Pas de différences significatives	B
				Tgrade4 (n=8)	49		
Moller ⁴⁵	2012	cochon	28J	Z	59.3	Pas de différences significatives	C
				T	64.1		
			91J	Z	67.1		
				T	73.6		

En comparant les différentes valeurs de contact implant-os (BIC), sans prise en compte de la durée de cicatrisation ni de l'état de surface implantaire, on dénombre 11 situations où le BIC de la zircone est supérieure à celui du titane. Contre 12 pour lesquelles celui du titane est plus important et enfin 1 cas où la valeur est égale.

Les valeurs sont généralement en faveur de la zircone durant la période initiale de la cicatrisation (jusqu'à 4-6 semaines). Cette tendance s'inverse passée cette phase précoce.

Toutefois les différences entre les matériaux ne sont significatives uniquement dans deux cas.

Les valeurs de BIC atteignent un chiffre plus important pour l'état de surface sablé et mordancé (SLA), en comparaison à ceux mordancés ou usinés lisses.

L'ensemble des études a été réalisé in vivo chez l'animal et par conséquent les résultats nécessitent des investigations complémentaires pour être transposables à l'Homme. Ces résultats apportent néanmoins une présomption scientifique encourageante.

On peut donc suggérer que, dans les limites de ces études, l'ostéointégration histologique des implants zircone atteint des valeurs similaires à celle du titane.

3. Test couple de retrait (RTQ)

Le RTQ est considéré comme un indicateur relatif de l'ostéointégration de l'implant au sein du tissu osseux. Il correspond à la force nécessaire à apporter pour dévisser l'implant de l'os et donc témoin de **l'ostéointégration biomécanique**.

Investigateur	Caractéristiques de surface	RTQ (N/cm)	Grade
Sennerby, 2005 ⁶⁰	24 Z usinée	RTQ Z usinée 5 fois plus faible que les 2 autres	B
	48 Z à surface modifiée		
	24 Titane oxydé		
Gahlert, 2007 ²⁴	Z usinée	25.9	C
	Z sablée	40.5	
	T SLA	105.2	
Fergusson, 2008 ²²	Z SLA	100.5	C
	T SLA	188.4	
Schliephake, 2010 (72 implants Thommen) cochon ⁵⁹	Z sablée	55.9 à semaine 4	B
		99.4 à semaine 13	
	Z SLA	111.8 à semaine 4	
		100.3 à semaine 13	
	T grade 4 SLA	244.5 à semaine 4	
		221.9 à semaine 13	
Bormann,	Zircone (n=50)	110 à semaine 4	B

2011 ¹³		97 à semaine 8	
		147 à semaine 12	
	T SLA (n=50)	131 à semaine 4	
		128 à semaine 8	
		180 à semaine 12	
Young-Seok Park, 2012 lapin ⁴⁹	Z usinée (n=7)	45.36	B
	Z rugueuse par powder injection molding (n=7)	65.94	
	T usiné (n=6)	18.26	

Ces résultats suggèrent que les modifications d'état de surface de la zircone permettent d'améliorer significativement la valeur du couple de retrait de la zircone.

Néanmoins ces valeurs demeurent inférieures à celles du titane de référence sablé et mordancé (SLA).

L'étude de Young-Seok Park⁴⁹ montre l'importance du traitement de surface du titane qui présente une valeur très réduite lorsque celui-ci est usiné et donc lisse.

Ces études portent sur une population réduite d'implants et parfois non chiffrée, sur une période d'investigation courte et ne permettent donc qu'une présomption scientifique.

Ces résultats suggèrent que les implants en zircone à surface modifiée peuvent engendrer une bonne stabilité osseuse en comparaison avec la surface usinée lisse, sans toutefois améliorer la valeur du BIC de façon significative.

4. Résistance mécanique

Dès 1990 Minamizato⁴³ avance de son étude sur lames que la zircone a une résistance à la compression adéquate à soutenir l'occlusion.

Kohal en 2006³⁴ compare la résistance à la fracture, avant et après cycle masticatoire artificiel, de systèmes d'implants zircone avec couronne Empress1® ou Procera® par rapport aux implants titane + couronne céramo-métallique.

Il conclut qu'en dehors des implants titane, seul le système zircone + Procera® (575 Newton) peut répondre aux exigences biomécaniques et ce exclusivement pour les dents antérieures.

Ce même groupe de travail en 2010³⁶ s'appuyant sur une étude comportant 48 implants zircone 1 pièce WhiteSky® conclut que même la plus faible des valeurs trouvées permet de résister aux forces occlusales moyennes même après un intervalle prolongé de charge artificielle (5 millions de cycles soit 20 ans).

De même, Silva en 2009⁶² démontre qu'après une charge artificielle de 5 ans correspondant à 1.2 millions de cycles, la résistance à la fracture des implants zircone (725-850 Newton) varie dans les limites de l'acceptation clinique.

Ces résultats de tests in vitro suggèrent que les échantillons sont en mesure de supporter des forces occlusales moyennes, flirtant avec les valeurs limites de l'occlusion que l'homme peut maintenir en cas de para fonctions telles que le bruxisme, soit approximativement 800 Newton.

5. Survie implantaire

Le taux de survie est à différencier du succès implantaire, il témoigne uniquement de l'absence d'un échec défini récemment par Misch et coll en 2008⁴⁴. Pour ces auteurs un échec est identifié lorsqu'un ou plusieurs des signes suivants sont observés :

- Douleur
- Mobilité implantaire
- Perte osseuse supérieure à la moitié de la longueur implantaire
- Exsudat incontrôlé
- Perte de l'implant

Investigateurs	Suivi	Echantillon	Taux de survie	Observations	Grade
Oliva, 2007 ⁴⁷	1 an	100 implants Z Ceraroot®	98%	Les 2 implants perdus étaient dans des situations d'élévation de sinus	B
Oliva, 2010 ⁴⁶	5 ans	831 implants Ceraroot®	97,60%	Le taux de succès des implants mordancés rugueux est significativement supérieur aux lisses	B
Mellinghoff, 2006 ^{6, 42}	1 an	89 implants Z chez 71 patients	93%	Etude rétrospective à haut risque de biais	C
Lambrich, 2008 ^{6, 37}	22 mois	127 implants ZIRCON	84.4% au maxillaire 98.4% à la	Etude rétrospective à haut risque de biais	C

			mandibule			
			234 implants			98.4%
			titane			97.2%
Gahlert, 2011 ²³	3 ans	170 implants Z chez 79 patients	92%	Etude de cohorte prospective : 12 des 13 implants fracturés étaient de faible diamètre (3.25mm)	B	
Kohal, 2012 ³⁵	1an	66 Y-TZP chez 65 patients	95.4%	Succès significativement inf à ceux des I T 2 pièces (98.4%)	B	
Borgonovo, 2012 ¹²	4ans	29 Y-TZP WhiteSky® chez 8 patients	100%		B	
Payer, 2012 ⁵⁰	4 mois	20 Y-TZP WhiteSky® chez 20 patients	90%	2 implants perdus. Aucune recommandation clinique ne peut être tirée de cet essai pilote non contrôlé	B	

Oliva⁴⁷ suggère en 2007 que dans des conditions optimales d'implantation, hors élévation de sinus, son taux de survie aurait été de 100% à 1 an. Trois années après il démontre l'importance de l'état de surface et prouve que la zircone mordancée à un taux de succès significativement supérieur à la zircone usinée lisse ⁴⁶.

Dans une étude menée sur trois années, Gahlert²³ présume que le plus faible diamètre (3.25mm) ne peut être recommandé pour l'utilisation clinique.

Un seul implant de diamètre supérieur a été perdu durant cette période.

Kohal en 2012³⁵ explique que les implants Y-TZP ne peuvent être recommandés pour l'utilisation clinique compte tenu du taux de survie significativement inférieur à celui des implants titane 2 pièces (98.4%).

Quant à Borgonovo¹², après exclusion de 3 patients (deux pour cause d'implantation dans de l'os régénéré et un pour cause de non suivi), il atteint un taux de survie de 100% pour 20 implants sur une période de 4 années.

En résumé seul un faible nombre d'études cliniques sont disponibles. Elles présument néanmoins de résultats satisfaisants.

Des essais contrôlés randomisés avec un suivi à long terme sur des effectifs plus importants doivent être envisagés pour apporter une preuve scientifique de la performance clinique des implants zircone dans la perspective de recommandations cliniques.

Notons que Albrektsson et coll. (1986)⁵ ont retenu deux critères de succès :

- Clinique : immobilité, son clair à la percussion, absence de syndromes infectieux douloureux, absence de paresthésies permanentes.
- Radiologique : absence d'un espace radio-clair péri-implantaire ; ainsi qu'une perte osseuse inférieure à 0,2mm par an après la première année.

Ces critères constituent encore aujourd'hui la référence pour définir le succès implantaire.

V. Application clinique

1. Éléments en faveur de l'utilisation de la zircone comme matériau implantaire

Plusieurs paramètres permettent d'envisager la zircone comme une alternative intéressante au titane. Ces éléments sont appuyés par les ouvrages disponibles dans la littérature :

- Une **ostéointégration histologique** similaire à celle du titane ;
- Un **taux de survie** qui semble être proche de celui du titane.
- **L'absence de réactions allergiques**, en effet même si parmi les tests positifs à des métaux, les allergies au titane sont les plus rares, elles existent. De plus l'hypersensibilité au titane a été suggérée comme étant un facteur d'échec implantaire⁶¹.
- **Pas de rajout de polymétallisme** chez un patient en présence de restaurations métalliques.
- Une **approche chirurgicale peu invasive** car l'utilisation d'implant une pièce permet une approche chirurgicale sans lambeau (flapless) ¹⁰.
- La structure en monobloc permettant **l'absence de microgaps** à la jonction corps/col trans-gingival. Ce microgap pouvant être à l'origine d'une percolation bactérienne marginale entraînant une résorption osseuse en regard de cette zone.

- Le système implantaire monobloc rend possible une restauration coronaire **provisoire immédiate** permettant une préservation des tissus mous péri-implantaire, une stimulation des papilles inter-dentaires et des dents antagonistes et adjacentes, ainsi que le maintien de l'esthétique³⁰.
- Le **protocole prothétique est simplifié** car le pilier est intégré à l'implant, cela se traduit par une diminution des temps opératoires ainsi qu'une prise d'empreinte classique.
- Meilleures **propriétés anti-plaque** avec une moindre adhérence bactérienne au contact de la zircone par rapport au titane ⁵⁸, limitant le risque de péri-implantite.
- L'**esthétique** améliorée en présence d'une gencive fine, de récession gingivale ou de visualisation des spires en cas de parodontopathie. En effet le titane peut quant à lui entraîner une coloration grisâtre dans ces conditions.

Remarque : Ces deux derniers paramètres peuvent être partiellement compensés par l'utilisation de col trans-gingival zircone sur implant titane, solution de plus en plus courante.

- **Pas d'altération de surface** lors du traitement prophylactique de la plaque dentaire par instruments rotatifs ou manuels du fait de sa haute dureté.
- **Radio opacité élevée** comparable à celle des alliages métalliques, l'évaluation radiographique de l'intégrité marginale, de l'élimination des excès de ciment s'en trouve améliorée limitant le risque de péri-implantite¹⁵.
- **L'absence d'artefacts** lors d'IRM ou de scanner.

2. Éléments en faveur de l'utilisation du titane comme matériau implantaire

- **Le traitement de la surface implantaire** titane maîtrisé permet d'améliorer l'ostéointégration. En comparaison le traitement de surface de la zircone est plus difficile à mettre en œuvre ⁵³.
- **L'absence de phénomène de vieillissement** comparable à celui de la zircone en présence d'eau ou de vapeurs d'eau.
- Un **module de Young plus faible** que la zircone traduisant une capacité d'absorption des contraintes plus importantes et donc une limite de rupture pour des valeurs plus importantes.
- Le choix entre un implant **une ou deux parties** permettant d'envisager la chirurgie en une ou deux étapes.
- Une **distribution commerciale** plus développée. En effet dès le début du XXIème siècle, Binon¹¹ dénombre près de 1300 types d'implants oraux titane commercialement disponibles.
- Un **recul clinique** plus important et un taux de survie proche des 98%⁵¹.
- On trouve des gisements de titane en plusieurs endroits de la planète ce qui limite son monopole et donc engendre un **coût relativement faible**. Situé entre les métaux précieux et non précieux, et demeure environ deux fois moins cher que la zircone.

3. L'implant zircone pour quelles indications ?

Ce travail n'a pas la prétention d'offrir des indications exhaustives, mais plutôt d'apporter des pistes de réflexions autour de ce que pourrait être l'utilisation de la zircone implantaire dans les années futures :

- L'évolution vers un **contexte non métallique**. Certains patients sont en effet adeptes du courant « **metal free** » et pourront ainsi faire le choix de la zircone.
- Un patient **sensible au polymétallisme**.
- Un patient **allergique au titane**.
- Une **zone esthétique** en présence d'un biotype parodontal fin.
- Par mesure de précaution limiter l'implantation dans une zone où les forces occlusales ne sont pas trop conséquentes, car les avis diffèrent quant à l'aptitude de l'implant zircone à supporter des forces occlusales maximales. C'est à dire ne pas implanter en secteur molaire chez un patient présentant une para fonction⁴³.
- Une **réhabilitation fixe**. La prothèse amovible n'est pour le moment pas envisageable.
- Situation où la **chirurgie en une étape** est réalisable, engendrant donc une implantation non enfouie.

VI. Discussions et perspectives

La dégradation à faible température (LTD) est un point essentiel du développement de la zircone car elle constitue son principal handicap. Pourquoi ne fait-elle pas l'objet d'un plus grand intérêt ?

Dans son étude in vitro sur des blocs de Y-TZP, Papanagiotou en 2006⁴⁸ énonce que la LTD ne dégrade pas significativement la résistance de Y-TZP. Celle-ci serait à l'origine de la perte de l'yttrium stabilisateur et qu'au fil du temps, la dissolution graduelle de l'oxyde stabilisateur pourrait décroître l'équilibre de la phase tétragonale et donc l'aptitude clinique au long terme.

Dans la seule étude portant sur les implants oraux, Sanon et Chevalier en 2013⁵⁵ racontent qu'après un vieillissement avec des données compatibles avec une utilisation clinique soit quarante années (correspondant à 100H d'autoclave à 134°C et 2 bars), la zircone stabilisée à l'yttrium présente de meilleure performance après vieillissement. Puis de conclure que les « généralisations doivent donc être évitées si l'on considère le vieillissement de la zircone et que chaque nouvelle combinaison du matériau / processus doit être testée avant de tirer des conclusions. »

L'absence d'études in vivo chez le modèle animal et humain ne permet pas d'obtenir des certitudes quant au comportement de la zircone face à sa dégradation à faible température et donc de prévenir de complications comme ce fut le cas pour les têtes de prothèses de hanches.

Malgré des études cliniques bien menées sur le taux de survie chez l'homme, l'absence de données chez l'Homme concernant l'ostéointégration et les propriétés mécaniques des implants zircone in vivo, ainsi que l'absence de données sur son vieillissement ne permettent actuellement pas d'assumer de façon aussi confortable leurs utilisations en pratique quotidienne.

VII. Conclusion

Il apparaît au vu de ses propriétés biologiques et mécaniques, que la zircone constitue une alternative sérieuse au titane quant au choix du matériau implantaire. La question du choix de la zircone est de plus en plus documentée et suggère des résultats satisfaisants.

L'émancipation du « tout céramique » en restauration prothétique et l'utilisation de plus en plus fréquentes de la zircone pour le pilier implantaire traduisent bien de l'intérêt croissant pour ce matériau.

Ajouté à cela une volonté récente des patients de se débarrasser des composants métalliques et d'optimiser l'esthétique, on comprend alors pourquoi la demande des praticiens et patients est florissante à ce sujet.

De tout cela, seul un recul clinique suffisant des performances validées in vivo permettra de décider de son avenir.

En effet des interrogations légitimes entre autres sur son vieillissement semble constituer une zone d'ombre à la Zircone et sa réputation de matériau cassant limite encore son développement.

Enfin la faible disponibilité demeure un frein à sa diffusion et nul doute que le titane constitue encore aujourd'hui le matériau de choix.

Références bibliographiques.

- 1 ABOUSHELIB M, OSMAN E, JANSEN I et coll.**
Influence of a nanoporous zirconia implant surface of on cell viability of human osteoblasts.
J Prosthodont 2013; **22**(3):190-195.
- 2 ABOUSHELIB M, SALEM N, ABOTALEB A et MONIEM N.**
Influence of surface nano-roughness on osseointegration of zirconia implants in rabbit femur heads using selective infiltration etching technique.
J Oral Implantol 2013;**39**(5):583-590.
- 3 AHMAD I.**
Zirconium oxide post and core system for the restoration of an endodontically treated incisor.
Pract Periodont Aesthet Dent 1999;**11**(2):197-204; quiz 06.
- 4 AKAGAWA Y, ICHIKAWA Y, NIKAI H et TSURU H.**
Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing.
J Prosthet Dent 1993;**69**(6):599-604.
- 5 ALBREKTSSON T, JANSSON T et LEKHOLM U.**
Osseointegrated dental implants.
Dent Clin North Am 1986;**30**(1):151-174.
- 6 ANDREIOTELLI M, WENZ H et KOHAL J.**
Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review.
Clin Oral Implants Res 2009; **20**(suppl 4):32-47.
- 7 ASSAL P.**
The osseointegration of zirconia dental implants.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 2013;**123**(7-8):644-654.
- 8 BACHLE M, BUTZ F, HUBNER U et coll.**
Behavior of CAL72 osteoblast-like cells cultured on zirconia ceramics with different surface topographies.
Clin Oral Implants Res 2007;**18**(1):53-59.
- 9 BANKOGLU M, AYDIN C, YILMAZ H et GUL B.**
An overview of zirconia dental implants: basic properties and clinical application of three cases.
J Oral Implantol 2012(ahead of print).

- 10 BECKER W, GOLDSTEIN M, BECKER B et SENNERBY L.**
Minimally invasive flapless implant surgery: a prospective multicenter study.
Clin Implant Dent Relat Res 2005;**7**(suppl 1):S21-S27.
- 11 BINON PP.**
Implants and components: entering the new millennium.
Int J Oral Maxillofac Implants 2000;**15**(1):76-94.
- 12 BORGONOVO A, FABBRI A, VAVASSORI V et coll.**
Multiple teeth replacement with endosseous one-piece yttrium-stabilized zirconia dental implants.
Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2012;**17**(6):e981-e987.
- 13 BORMANN K, GELLRICH N, KNIHA H et coll.**
Biomechanical evaluation of a microstructured zirconia implant by a removal torque comparison with a standard Ti-Sla implant.
Clin Oral Implants Res 2012;**23**(10):1210-1216.
- 14 BRODBECK U.**
The Zireal post: a new ceramic implant abutment.
J Esthet Restor Dent 2003;**15**(1):10-23; discussion 24.
- 15 CEKIC-NAGAS I, EGILMEZ F, ERGUN G et KAYA B.**
Light transmittance of zirconia as a function of thickness and microhardness of resin cements under different thicknesses of zirconia.
Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2013;**18**(2):e212-e218.
- 16 CHEVALIER J.**
What future for zirconia as a biomaterial?
Biomaterials 2006;**27**(4):535-543.
- 17 CHRISTEL P, MEUNIER A, HELLER M et coll.**
Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia.
J Biomed Mater Res 1989;**23**(1):45-61.
- 18 COVACCI V, BRUZZESE N, MACCAURO G et coll.**
In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic.
Biomaterials 1999;**20**(4):371-376.
- 19 DELGADO-RUIZ R, CALVO-GUIRADO JL, ABOUD M et coll.**
Histologic and histomorphometric behavior of microgrooved zirconia dental implants with immediate loading.
Clin Implant Dent Relat Res 2013(ahead of print).
- 20 DEPFRICH R, ZIPPRICH H, OMMERBORN M et coll.**
Osseointegration of zirconia implants compared with titanium: an in vivo study.
Head Face Med 2008(ahead of print)

- 21 DUBRUILLE JH, VIGUIER E, LE NAOUR G et coll.**
Evaluation of combinations of titanium, zirconia, and alumina implants with 2 bone fillers in the dog.
Int J Oral Maxillofac Implants 1999;**14**(2):271-277.
- 22 FERGUSON S.J, LANGHOFF JD, VOELTER K et coll.**
Biomechanical comparison of different surface modifications for dental implants.
Int J Oral Maxillofac Implants 2008;**23**(6):1037-1046.
- 23 GAHLERT M, BURTSCHER D, GRUNERT I et coll.**
Failure analysis of fractured dental zirconia implants.
Clin Oral Implants Res 2012;**23**(3):287-293.
- 24 GAHLERT M, GUDHEUS T, EICHORN M et coll.**
Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs.
Clin Oral Implants Res 2007;**18**(5):662-668.
- 25 GAHLERT M, ROHLING S, WIELAND M et coll.**
Comparison study of the osseointegration of zirconia and titanium dental implants. A biomechanical evaluation in the maxilla of pigs.
Clin Implant Dent Relat Res 2010;**12**(4):297-305.
- 26 GLAUSER R, SAILER I, WOHLWEND A et coll.**
Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study.
Int J Prosthodont 2004;**17**(3):285-290.
- 27 GUAZZATO M, PROOS K, QUACH L et SWAIN MV.**
Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-Tzp) dental ceramics.
Biomaterials 2004;**25**(20):5045-5052.
- 28 HOFFMANN O, ANGELOV N, GALLEZ F et coll.**
The zirconia implant-bone interface: a preliminary histologic evaluation in rabbits.
Int J Oral Maxillofac Implants 2008;**23**(4):691-695.
- 29 ICHIKAWA Y, AKAGAWA Y, NIKAI H et TSURU H.**
Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo.
J Prosthet Dent 1992;**68**(2):322-326.
- 30 KINSEL RP, RE LAMB et MONEIM A.**
Development of gingival esthetics in the edentulous patient with immediately loaded, single-stage, implant-supported fixed prostheses: a clinical report.
Int J Oral Maxillofac Implants 2000;**15**(5):711-721.

- 31 KOCH FP, WENG D, KRAMER S et coll.**
Osseointegration of one-piece zirconia implants compared with a titanium implant of identical design: a histomorphometric study in the dog.
Clin Oral Implants Res 2010;**21**(3):350-356.
- 32 KOHAL RJ, FINCKE HC, et KLAUS G.**
Stability of prototype two-piece zirconia and titanium implants after artificial aging: an in vitro pilot study.
Clin Implant Dent Relat Res 2009;**11**(4):323-329.
- 33 KOHAL RJ et KLAUS G.**
A zirconia implant-crown system: a case report.
Int J Periodont Rest Dent 2004;**24**(2):147-153.
- 34 KOHAL RJ , KLAUS G et STRUB JR.**
Zirconia-implant-supported all-ceramic crowns withstand long-term load: a pilot investigation.
Clin Oral Implants Res 2006;**17**(5):565-571.
- 35 KOHAL RJ, KNAUF M, LARSSON B et coll.**
One-piece zirconia oral implants: one-year results from a prospective cohort study. 1. Single tooth replacement.
J Clin Periodontol 2012;**39**(6):590-597.
- 36 KOHAL RJ, WOLKEWITZ M et MUELLER C.**
Alumina-reinforced zirconia implants: survival rate and fracture strength in a masticatory simulation trial.
Clin Oral Implants Res 2010;**21**(12):1345-1352.
- 37 IGLHAUT M et LAMBRICH.**
Vergleich der überlebensrate von zirkondioxid- und titanimplantaten.
Zeitschrift für Zahnärztliche Implantologie 2008;**24**:182-191.
- 38 LANGHOFF JD, VOELTER K, SCHARNWEBER D et coll.**
Comparison of chemically and pharmaceutically modified titanium and zirconia implant surfaces in dentistry: a study in sheep.
Int J Oral Maxillofac Surg 2008;**37**(12):1125-1132.
- 39 LEE BC, YEO IS, KIM DJ et coll.**
Bone formation around zirconia implants combined with Rbmp-2 gel in the canine mandible.
Clin Oral Implants Res 2012(ahead of print).
- 40 LI J, LIU Y, HERMANSSON L et SOREMARK R.**
Evaluation of biocompatibility of various ceramic powders with human fibroblasts in vitro.
Clin Mater 1993;**12**(4):197-201.

- 41 MANICONE PF, ROSSI IOMMETTI P et RAFFAELLI L.**
An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications.
J Dent 2007;**35**(11):819-826.
- 42 MELLINGHOFF J.**
Erste klinische ergebnisse zu dentalen schraubenimplantaten aus zirkonoxid.
Zeitschrift für Zahnärztliche Implantologie 2006;**22**:288-293.
- 43 MINAMIZATO T.**
Slip-cast zirconia dental roots with tunnels drilled by laser process.
J Prosthet Dent 1990;**63**(6):677-684.
- 44 MISCH CE, PEREL ML, WANG HL et coll.**
Implant success, survival, and failure: the international congress of oral
implantologists (Icoi) Pisa Consensus Conference.
Implant Dent 2008;**17**(1):5-15.
- 45 MOLLER B, TERHEYDEN H, ACIL Y et coll.**
A comparison of biocompatibility and osseointegration of ceramic and titanium
implants: an in vivo and in vitro study.
Int J Oral Maxillofac Surg 2012;**41**(5):638-645.
- 46 OLIVA J, OLIVA X et OLIVA JD.**
Five-year success rate of 831 consecutively placed zirconia dental implants in
humans: a comparison of three different rough surfaces.
Int J Oral Maxillofac Implants 2010;**25**(2):336-344.
- 47 OLIVA J, OLIVA X et OLIVA JD.**
One-year follow-up of first consecutive 100 zirconia dental implants in humans: a
comparison of 2 different rough surfaces.
Int J Oral Maxillofac Implants 2007;**22**(3):430-435.
- 48 PAPANAGIOTOU HP, MORGANO SM, GIORDANO RA et POBER B.**
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.
- 49 PARK YS, CHUNG SH et SHON WJ.**
Peri-implant bone formation and surface characteristics of rough surface Zirconia
implants manufactured by powder injection molding technique in rabbit tibiae.
Clin Oral Implants Res 2013;**24**(5):586-591.
- 50 PAYER M, ARNETZI V, KIRMEIER R et coll.**
Immediate provisional restoration of single-piece zirconia implants: a
prospective case series - Results after 24 months of clinical function.
Clin Oral Implants Res 2013;**24**(5):569-575.

- 51 PICONI C et MACCAURO G.**
Zirconia as a ceramic biomaterial.
Biomaterials 1999;**20**(1):1-25.
- 52 PICONI C, MACCAURO G, PILLONI L et coll.**
On the fracture of a zirconia ball head.
J Mater Sci Mater Med 2006;**17**(3):289-300.
- 53 PUELO DA et THOMAS MV.**
Implant surfaces.
Dent Clin North Am 2006;**50**(3):323-338.
- 54 RIMONDINI L, CERRONI L, CARRASSI A et TORRICELLI P.**
Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study.
Int J Oral Maxillofac Implants 2002;**17**(6):793-798.
- 55 SANON C, CHEVALIER J, DOUILLARD T et coll.**
Low temperature degradation and reliability of one-piece ceramic oral implants with a porous surface.
Dent Mater 2013;**29**(4):389-397.
- 56 SAULACIC N, ERDOSI R, BOSSHARDT DD et coll.**
Acid and alkaline etching of sandblasted zirconia implants: a histomorphometric study in miniature pigs.
Clin Implant Dent Relat Res 2013(ahead of print).
- 57 SCARANO A, DI CARLO F, QUARANTA M et PIATELLI A.**
Bone response to zirconia ceramic implants: an experimental study in rabbits.
J Oral Implantol 2003;**29**(1):8-12.
- 58 SCARANO A, PIATELLI M, CAPUTI S et coll.**
Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study.
J Periodontol 2004;**75**(2):292-296.
- 59 SCHLIEPHAKE H, HEFTI T, SCHLOTTIG F et coll.**
Mechanical anchorage and peri-implant bone formation of surface-modified zirconia in minipigs.
J Clin Periodontol 2010;**37**(9):818-828.
- 60 SENNERBY L, DASMAH A, LARSSON B et IVERHED M.**
Bone tissue responses to surface-modified zirconia implants: a histomorphometric and removal torque study in the rabbit.
Clin Implant Dent Relat Res 2005;**7**(Suppl 1):S13-S20.
- 61 SIDDIQI A, PAYNE AG, DE SILVA RK et DUNCAN WJ.**
Titanium allergy: could it affect dental implant integration?
Clin Oral Implants Res 2011;**22**(7):673-680.

- 62 SILVA NR, COELHO PG, FERNANDES CA et coll.**
Reliability of one-piece ceramic implant.
J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2009;**88**(2):419-426.
- 63 STADLINGER B, HENNIG M, ECKELT U et coll.**
Comparison of zirconia and titanium implants after a short healing period. A pilot study in minipigs.
Int J Oral Maxillofac Surg 2010;**39**(6):585-592.
- 64 SWAB JJ.**
Low temperature degradation of y-tzp materials.
J Mater Sci 1991;**26**:6706-6714.

UNIVERSITE DE NANTES
UNITÉ DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

Vu le Président du Jury ,

Vu le Doyen,

Y. AMOURIQ

**Vu et Permis d'imprimer,
Le Président de l'Université,**

BRODIEZ (Pierre). – Intérêts et limites des implants zircone : revue de la littérature.
-65 f. ; 64 ref. ; 30 cm. (Thèse : Chir. Dent. ; Nantes ; 2013)

RESUME

L'implantologie dentaire est un domaine en constant progrès faisant appel aux technologies les plus avancées.

L'influence du choix du matériau implantaire est une question récente avec l'émergence de certains matériaux capables aujourd'hui de concurrence le titane.

C'est ainsi que la céramique zircone inerte et donc biocompatible semble être une alternative intéressante au titane, présentant des performances mécaniques et qualités optiques remarquables.

Au vue de la littérature, l'ostéointégration de la zircone semble comparable à celle du titane. De plus sa résistance mécanique semble être adéquate aux forces de l'occlusion. Cependant, l'absence d'études cliniques randomisées à long-terme ne permet pas actuellement d'assumer de façon aussi confortable l'utilisation des implants zircone dans toutes les situations clinique en pratique implantaire courante.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT : Implantologie

MOT CLES MESH

Zirconium – Zirconium

Implants dentaires – Dental implants

Revue de la littérature – Review

Ostéointégration – osseointegration

JURY

Président : Professeur Alliot-Licht B.

Directeur : Docteur Hoornaert A.

Assesseur : Docteur Badran Z.

Assesseur : Docteur Grall P-Y

Invité : Docteur Margottin C.

ADRESSE DE L'AUTEUR

- 44000 Nantes

pierrebrodiez@hotmail.fr