

UNIVERSITE TOULOUSE III – PAUL SABATIER
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

ANNEE 2015

2015-TOU3-3007

THESE

POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement
par

Annaïk BEGUE

le 19 janvier 2015

**Maintien de l'espace biologique en implantologie, rôle de
la connectique, intérêt des suprastructures réalisées par
CFAO**

Directeur de thèse : Dr Antoine GALIBOURG

JURY

Président :	Pr Serge ARMAND
1er assesseur :	Dr Philippe CAMPAN
2ème assesseur :	Dr Rémi ESCLASSAN
3ème assesseur :	Dr Antoine GALIBOURG

➔ **DIRECTION**

ADMINISTRATEUR PROVISOIRE

Mr Hugues CHAP

ASSESEURS DU DOYEN

• **ENSEIGNANTS** :

Mr CHAMPION Jean

Mr HAMEL Olivier

Mr POMAR Philippe

• **PRÉSIDENTE DU COMITÉ SCIENTIFIQUE**

Mme GRIMOUD Anne-Marie

• **ÉTUDIANT** :

Mr HAURET-CLOS Mathieu

CHARGÉS DE MISSION

Mr PALOUDIER Gérard

Mr AUTHER Alain

RESPONSABLE ADMINISTRATIF

Mme MORICE Marie-Christine

➔ **HONORARIAT**

DOYENS HONORAIRES

Mr LAGARRIGUE Jean †

Mr LODTER Jean-Philippe

Mr PALOUDIER Gérard

Mr SOULET Henri

➔ **ÉMÉRITAT**

Mme GRÉGOIRE Geneviève

Mr PALOUDIER Gérard

➔ **PERSONNEL ENSEIGNANT**

56.01 PÉDODONTIE

Chef de la sous-section :

Professeur d'Université :

Maîtres de Conférences :

Assistants :

Chargés d'Enseignement :

Mr VAYSSE

Mme BAILLEUL-FORESTIER

Mme NOIRRIT-ESCLASSAN, Mr VAYSSE

Mme DARIES, Mr MARTY

Mr DOMINÉ

56.02 ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE

Chef de la sous-section :

Maîtres de Conférences :

Assistants :

Chargés d'Enseignement :

Mr BARON

Mr BARON, Mme LODTER, Mme MARCHAL-SIXOU, Mr ROTENBERG,

Mme ELICEGUI, Mme OBACH-DEJEAN, Mme YAN-VERGNES

Mme MECHRAOUI, Mr MIQUEL

56.03 PRÉVENTION, ÉPIDÉMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ, ODONTOLOGIE LÉGALE

Chef de la sous-section :

Professeur d'Université :

Maître de Conférences :

Assistant :

Chargés d'Enseignement :

Mr HAMEL

Mme NABET, Mr PALOUDIER, Mr SIXOU

Mr HAMEL, Mr VERGNES

Mlle BARON

Mr DURAND, Mr PARAYRE

57.01 PARODONTOLOGIE

Chef de la sous-section : **Mr BARTHET**

Maîtres de Conférences : Mr BARTHET, Mme DALICIEUX-LAURENCIN

Assistants : Mr MOURGUES, Mme VINEL

Chargés d'Enseignement : Mr CALVO, Mr LAFFORGUE, Mr SANCIER

57.02 CHIRURGIE BUCCALE, PATHOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE, ANESTHÉSIOLOGIE ET RÉANIMATION

Chef de la sous-section : **Mr CAMPAN**

Professeur d'Université : Mr DURAN

Maîtres de Conférences : Mr CAMPAN, Mr COURTOIS, Mme COUSTY

Assistants : Mme BOULANGER, Mme CROS, Mr EL KESRI

Chargés d'Enseignement : Mr FAUXPOINT, Mr L'HOMME, Mme LABADIE

57.03 SCIENCES BIOLOGIQUES (BIOCHIMIE, IMMUNOLOGIE, HISTOLOGIE, EMBRYOLOGIE, GÉNÉTIQUE, ANATOMIE PATHOLOGIQUE, BACTÉRIOLOGIE, PHARMACOLOGIE)

Chef de la sous-section : **Mr KÉMOUN**

Professeurs d'Université : Mme DUFFAUT

Maîtres de Conférences : Mme GRIMOUD, Mr KEMOUN, Mr POULET

Assistants : Mr BARRAGUÉ, Mme DUBOSC, Mme PESUDO, Mme SOUBIELLE

Chargés d'Enseignement : Mr BLASCO-BAQUE, Mr SIGNAT, Mme VALERA

58.01 ODONTOLOGIE CONSERVATRICE, ENDODONTIE

Chef de la sous-section : **Mr GUIGNES**

Maîtres de Conférences : Mr DIEMER, Mr GUIGNES, Mme GURGEL-GEORGELIN, Mme MARET-COMTESSE

Assistants : Mr ARCAUTE, Mr BONIN, Mr BUORO, Mme DEDIEU, Mme DUEYMES, Mr MICHETTI

Chargés d'Enseignement : Mr BALGUERIE, Mr ELBEZE, Mr MALLET

58.02 PROTHÈSES (PROTHÈSE CONJOINTE, PROTHÈSE ADJOINTE PARTIELLE, PROTHÈSE COMPLÈTE, PROTHÈSE MAXILLO-FACIALE)

Chef de la sous-section : **Mr CHAMPION**

Professeurs d'Université : Mr ARMAND, Mr POMAR

Maîtres de Conférences : Mr BLANDIN, Mr CHAMPION, Mr ESCLASSAN, Mme VIGARIOS

Assistants : Mr CHABRERON, Mr GALIBOURG, Mr HOBEILAH, Mr KNAFO, Mme SELVA

Chargés d'Enseignement : Mr BOGHANIM, Mr DESTRUHAUT, Mr FLORENTIN, Mr FOLCH, Mr GHRENASSIA,

Mme LACOSTE-FERRE, Mr POGÉANT, Mr RAYNALDY, Mr GINESTE

58.03 SCIENCES ANATOMIQUES ET PHYSIOLOGIQUES, OCCLUSODONTIQUES, BIOMATÉRIAUX, BIOPHYSIQUE, RADIOLOGIE

Chef de la sous-section : **Mme JONIOT**

Professeur d'Université : Mme GRÉGOIRE

Maîtres de Conférences : Mme JONIOT, Mr NASR

Assistants : Mr CANIVET, Mme GARNIER, Mr MONSARRAT

Chargés d'Enseignement : Mr AHMED, Mme BAYLE-DELANNÉE, Mr ETIENNE, Mme MAGNE, Mr TREIL, Mr VERGÉ

*L'université Paul Sabatier déclare n'être pas responsable des opinions émises par les candidats.
(Délibération en date du 12 Mai 1891).*

Mise à jour au 1^{er} décembre 2014

Je dédie cette thèse,

A mon frère, Édouard, à notre complicité, à ton soutien indéfectible, merci d'avoir toujours su être présent.

A mes parents, pour m'avoir apporté votre amour, pour vos encouragements tout au long de ces années, merci de m'avoir fait confiance et de m'avoir poussé à réussir, je n'en serais pas là aujourd'hui sans vous.

A mes grands-parents, Suzanne, Henri, Herveline et François, pour vos conseils bienveillants, vos enseignements, et votre affection précieuse pour avancer dans la vie.

A Marthe, pour m'avoir entourée avec autant de tendresse toutes ces années.

A ma famille, et à toutes les joies que vous m'apportez.

A Didier, Mireille, et Zoé, de ma première brasse à aujourd'hui vous avez su m'accompagner dans tous les moments importants de ma vie.

A Thomas, mon binôme, merci d'avoir été si patient durant nos années de clinique, à notre amitié si solide et durable.

A Maëva, tout ce qui aurait pu nous éloigner, nous a rapprochées plus encore, ma grande amie et une alliée indispensable pour une vie drôle et intrépide.

A Caroline, de la joie, un peu d'organisation, un grain de folie, mon point de mire vers la vie de grand, que de belles années d'amitié passées ensemble, et j'espère beaucoup encore à venir.

Aux copains, qui ont rendu ces six années d'études mémorables, à Amaury, Sylvain, Arnaud, Astrid, Joffrey, Nicolas, Maëlle, et à Anaïs et Élisabeth, pour avoir même partagé nos péripéties jusqu'aux quatre coins du monde.

A Camille, Jachon et Chatoune, qui aurait pu penser qu'une fourrure d'orang-outan serait le départ d'une si grande amitié!

Aux copains des années supérieures, à Fella, Antoine, Julie, Arezki, Lucie, Loïc, Sacha, et Laetitia, merci pour toutes ces bonnes années passées, mais aussi pour celles à venir.

A Lisa, sans toi je n'aurais sûrement pas eu la P1, merci d'avoir été là et de l'être encore aujourd'hui!

A Meryem, pour tous ces fous rires sonores qui auront accompagné notre première année dans la bonne humeur.

A Mathilde, les années sont passées mais l'amitié est restée.

Aux anciens de la corpo, aux kilomètres de moquette et aux nombreux événements qui auront enchanté ces années.

Aux personnes que je n'ai pas citées, mais que je n'oublie pas pour autant, et qui me font l'honneur d'être présentes aujourd'hui, merci d'être là pour partager ce grand moment avec moi.

A notre président du jury,

Monsieur le Professeur ARMAND,

- Professeur des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Docteur des Sciences Odontologiques,
- Responsable du Diplôme D'Université d'Implantologie,
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier.

Vous nous faites le grand honneur d'accepter de présider le jury de cette thèse.

Nous vous remercions pour l'enseignement que vous nous avez apporté durant ces années d'étude. La rigueur que vous nous avez inculquée au cours des stages cliniques nous a été précieuse pour l'aboutissement de ce travail.

Veillez trouver dans cette thèse, le témoignage de notre respect et de notre sincère gratitude.

A notre jury de thèse,

Monsieur le Docteur Philippe CAMPAN,

- Maître de Conférence des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Responsable de la sous-section de Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique, Anesthésiologie, et Réanimation,
- Docteur en Chirurgie Dentaire
- Docteur de l'Université Paul Sabatier
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier
- Board Européen de chirurgie buccale
- Spécialiste qualifié en chirurgie buccale

Nous tenons à vous remercier d'honorer notre travail de votre attention en acceptant de participer à notre jury de thèse.

Nous avons beaucoup apprécié, tout au long de nos études, la richesse de votre enseignement, votre compétence professionnelle, et vous remercions de l'attention que vous nous avez accordée.

Soyez assurés de notre profonde considération.

A notre jury de thèse,

Monsieur le Docteur Rémi ESCLASSAN,

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Docteur d'Université de Toulouse (Anthropobiologie),
- D.E.A d' Anthropobiologie,
- Ancien Interne des Hôpitaux,
- Chargé de cours aux Facultés de Médecine de Toulouse-Purpan, Toulouse-Rangueil et Pharmacie(L1),
- Enseignant-chercheur au laboratoire d'Anthropologie Moléculaire et Imagerie de Synthèse (AMIS-UMR 5288-CNRS),
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier.

Nous vous remercions d'avoir si gentiment accepté de siéger dans ce jury.

La qualité de votre enseignement, vos compétences cliniques et votre sympathie nous ont accompagnés tout au long de ces années d'étude.

Veillez croire en l'expression de notre reconnaissance et de notre profond respect.

A notre directeur de thèse,

Monsieur le Docteur Antoine GALIBOURG,

- Assistant hospitalo-universitaire d'Odontologie
- Docteur en Chirurgie Dentaire
- Master 1 : Biosanté
- Ingénieur de l'Institut Catholique des Arts et Métiers
- Diplôme d'Université d'Imagerie 3D

Je vous remercie d'avoir accepté de diriger cette thèse, nous sommes très sensibles à l'honneur que vous nous avez fait de nous guider dans notre travail. J'espère qu'il sera à la hauteur de la confiance que vous m'avez accordée.

Au cours de nos études nous avons pu apprécier la qualité de votre encadrement et votre réel investissement dans celui-ci.

Merci pour le temps que vous nous avez consacré, votre écoute et vos conseils cliniques.

Veillez trouver dans cette thèse le témoignage de mon profond respect et de ma sincère reconnaissance.

Table des matières

Introduction:.....	12
I.L'ESPACE BIOLOGIQUE.....	13
1.1. Description.....	13
1.1.1. L'espace biologique dentaire.....	13
1.1.2. L'espace biologique péri-implantaire.....	14
1.1.3. Rôle et physiologie.....	16
1.2. Le profil d'émergence.....	20
1.3. Les facteurs pouvant léser l'espace biologique et les conséquences sur le succès implantaire.....	21
1.3.1. La restauration implantaire vissée.	23
1.3.1.1. Le vissage et dévissage d'éléments prothétiques.....	24
1.3.2. La restauration implantaire scellée.....	25
1.3.2.1. La fusée de ciment.....	25
Résumé.....	28
II.LES SUPRASTRUCTURES IMPLANTAIRES.....	29
2.1. Les matériaux.....	31
2.1.1. Le pilier supra-implantaire titane.....	32
2.1.2. Le pilier supra-implantaire céramique: l'oxyde d'Alumine, l'oxyde de Zirconium et le Disilicate de Lithium.....	33
2.1.2.1. L'oxyde d'Alumine.....	33
2.1.2.2. L'oxyde de Zirconium.	34
2.1.2.3. Le Disilicate de Lithium.....	37
2.1.3. Le pilier supra-implantaire en or et alliages.....	38
2.1.3.1. L'or.....	38
2.1.3.2. Les alliages.....	38
2.1.4. Le pilier supra-implantaire PEEK: polyetheretherketone.....	38
2.2. Le pilier standard: préfabriqué, non modifiable ou modifiable.....	40
2.3. Le pilier personnalisé ou anatomique.....	41
2.3.1. Les méthodes classiques de laboratoire.....	41
2.3.1.1. Le pilier réalisé par technique de la cire perdue.....	41
2.3.1.2. Le pilier hybride sur base titane réalisé par sur coulée.....	42
2.3.2. La CFAO: Le pilier conçu et réalisé par ordinateur.....	44
2.3.2.1. Le pilier conçu intégralement par CFAO.....	45
2.3.2.2. Le pilier hybride sur base titane réalisé par ordinateur.....	48
Résumé.....	50
III.LA CONNECTIQUE.....	51
3.1. Description.....	51
3.1.1. Les connectiques externes.....	52
3.1.2. Les connectiques internes.....	53
3.2. Le concept du platform switching.....	55
3.3. Les enjeux biologiques et mécaniques de la connectique.....	58
3.3.1. Les enjeux biologiques.....	58
3.3.2. Les enjeux mécaniques.....	62
3.4. Connectique et CFAO.....	68
Résumé.....	70
Conclusion:.....	71
Bibliographie.....	73
Index des illustrations.....	83

Introduction:

Les systèmes de conception et de fabrication assistés par ordinateur: CFAO, n'ont cessé d'évoluer de leur création jusqu'à aujourd'hui, en augmentant chaque jour les domaines d'application en chirurgie dentaire. Les améliorations constantes des technologies de CFAO ont commencé à remettre en question les techniques de fabrication, des piliers et des restaurations implantaire, utilisant les méthodes conventionnelles. La diversité des matériaux et des techniques permettent maintenant, la conception de piliers et d'armature en implantologie.

On peut se poser la question de l'apport de ces techniques sur le maintien de l'espace biologique et, de ce fait, des améliorations que peuvent apporter une personnalisation de ces piliers sur la viabilité, l'esthétique et la résistance de ces reconstitutions implantaire.

En effet, le caractère individuel de chaque situation clinique s'oppose à la standardisation proposée classiquement par les différents fournisseurs. L'utilisation d'un pilier standard non modifié ne demandera pas de temps et d'étapes prothétiques supplémentaires au prothésiste, par rapport à un pilier personnalisé, pour procéder à une adaptation de celui ci aux tissus mous.

La suprastructure remplit des fonctions importantes, notamment celle de connexion physique entre l'implant et la couronne, dont le rôle est de transmettre les forces occlusales de manière égale à l'implant en supportant la couronne. Enfin, elle doit permettre aux tissus de récréer une attache épithélio-conjonctive avec la muqueuse péri-implantaire non inflammatoire. Réaliser une restauration durable et bien intégrée est l'objectif de tout traitement implantaire. Or, on sait que chaque restauration est le siège d'un remaniement ostéo-muqueux au niveau de l'espace biologique, situé entre la gencive marginale et l'os péri-implantaire.

L'espace biologique péri-implantaire possède des similitudes mais aussi des différences structurelles par rapport à l'espace biologique dentaire même si leur but est commun: créer une interface protégeant les structures sous-jacentes de la contamination bactérienne buccale. Les suprastructures implantaire et l'espace biologique de par leur localisation sont intimement liés.

De ce fait, si l'espace biologique est atteint, cela peut compromettre l'intégralité de la restauration implantaire et la mettre en péril. D'où la nécessité d'un ajustage parfait.

I.L'ESPACE BIOLOGIQUE.

1.1. Description.

1.1.1. L'espace biologique dentaire.

Terme introduit en 1962 par Cohen et traduit de l'anglais «biologic width», l'espace biologique dentaire, est un espace largement vascularisé qui se situe entre le fond du sulcus et le sommet de la crête osseuse. Il est formé de deux structures distinctes, l'attache épithéliale et conjonctive. Celles-ci encerclent la dent sur une hauteur moyenne de 2mm, permettant le maintien de la dent dans l'os alvéolaire.

On peut différencier trois structures histologiques rentrant en jeu, comme on peut le voir dans le schéma ci-après (1) (2) (3) (4) (5)

- L'épithélium sulculaire ne rentre pas dans la définition de cet espace mais délimite cependant la partie coronaire de l'attache épithéliale.
- L'attache épithéliale ou épithélium de jonction, est constituée d'une mince couche de cellules épithéliales non kératinisées, stratifiées, et squameuses. Elle s'étend jusqu'à une zone proche du collet, près de la jonction amélo-cémentaire. Cet épithélium permet d'assurer des fonctions de défense grâce au renouvellement rapide des lignées cellulaires par une migration des cellules en direction du sillon gingivo-dentaire.
Il est à noter la présence d'hémidesmosomes assurant l'interface entre les cellules épithéliales et la dent, et les cellules épithéliales et le chorion.
- L'attache conjonctive ou fibres gingivo-cémentaires, fait suite à l'épithélium, elle est située entre le collet de la dent et l'os alvéolaire. Elle est constituée de fibres de collagène organisées en faisceaux. Ces fibres relient les différentes structures anatomiques entre elles, et font directement suite à l'épithélium de jonction. Cette attache est majoritairement composée de fibroblastes qui assurent la production et la destruction de collagène, mais aussi le renouvellement de la matrice conjonctive extra cellulaire, notamment en cas d'agressions.
Le reste de l'attache étant occupée par le compartiment vasculaire et nerveux. On retrouve par ailleurs, des fibroblastes et des cellules immunitaires au sein de ce tissu conjonctif gingival.

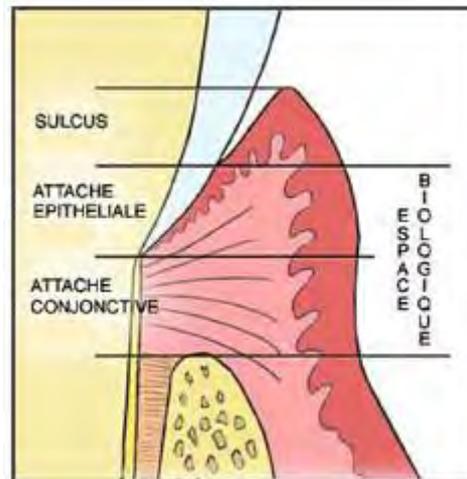


Illustration 1: Schéma de l'espace biologique dentaire (114)

1.1.2. L'espace biologique péri-implantaire.

De même que l'on peut individualiser un espace biologique dentaire, il existe un espace biologique péri-implantaire mis en évidence par les études animales de Berglundh et al en 1991 (6) et par les travaux de Cochran et coll. En 1997 (7).

Hermann et coll. en 2001 (8) ont montré qu'il était similaire à l'espace biologique dentaire autour des implants non enfouis en une partie, mis en charge ou non, mais avec des dimensions augmentées lorsqu'il se trouve autour de systèmes en deux parties.

Cet espace péri-implantaire présente de grandes similitudes structurales, sur le plan sulculaire, épithélial et conjonctif. Les fonctions qu'il doit assurer sont communes à la dent, bien que ses dimensions ainsi que ses qualités histologiques diffèrent. De même, il se déploie du fond du sulcus jusqu'au septum osseux, mais peut parfois débiter légèrement en sub crestal dans le cas d'une cratérisation peu importante autour de l'implant (9)

La hauteur des tissus mous formant l'attache biologique péri-implantaire s'étend sur une hauteur corono apicale de 3 à 4mm, cette dimension étant moyenne et sujette à des variations individuelles. (10) (11)

Cependant les différences les plus notables entre ces deux espaces hormis leurs dimensions, sont l'absence de ligament alvéolo-dentaire, une vascularisation moindre, et des disparités dans la nature des attaches cellulaires et fibreuses majoritairement dans l'interface tissulaire conjonctif/implant.(12)

- La couche épithéliale: (12) (11) (13) (14) (15)

Dans sa forme et sa fonction, elle reste la plus semblable à l'espace biologique dentaire. D'autre part la présence de cellules de Langerhans, mises en évidence en 1994 par Maiorano, permettent l'intégration de l'implant et des suprastructures dans les tissus mous sous-jacents.

Cependant la structure de cette couche reste sujette à débat et une étude récente de 2009, Shioya et al. remettent en cause l'existence d'une lame basale et la présence d'hémidesmosomes. (16)

Cet épithélium jonctionnel forme une barrière de 2mm de hauteur.

- La couche conjonctive:

Caractérisée par l'absence de ligament et de ciment, l'implant présente une ankylose fonctionnelle, par son contact direct à l'os, elle ne présente donc pas de ligament alvéolo-dentaire. (11) On peut comparer l'attache fibreuse conjonctive supra-crétale latérale implantaire à un tissu cicatriciel non inflammatoire. (17) (12) (18) (19) Contrairement aux fibres gingivales dentaires, dont l'insertion est perpendiculaire dans le ciment, les fibres gingivales péri-implantaires s'orientent de façon majoritaire, parallèlement au col de l'implant. On retrouve également quelques fibres orientées circulairement. (1) Cependant, l'état de surface implantaire et la nature de l'environnement tissulaire pourraient influencer l'orientation de ces fibres. (12) (18) (19) Les fibres collagéniques sont prédominantes au sein de ce tissu, la part des fibroblastes restant minoritaire. Ces proportions différentes rendent par ailleurs le tissu conjonctif péri-implantaire moins résistant aux agressions mécaniques et bactériennes par un renouvellement cellulaire réduit. (20) Récemment il a été émis, par Schwarz et al. (2007) et Newins et al. (2008), l'hypothèse d'une attache conjonctive à la surface de l'implant. (21) (22)

- La vascularisation:

Quant à la vascularisation, elle est moindre que dans l'espace biologique dentaire (22).

1.1.3. Rôle et physiologie.

Les tissus mous formant l'espace biologique péri-implantaire vont avoir une importance particulière dans l'intégration, et la pérennité de la reconstitution prothétique. Comme nous l'avons vu précédemment, les tissus péri-implantaires disposent d'une capacité de défense moindre, à cause de la quantité plus faible de fibroblastes, d'un apport vasculaire inférieur et une disposition des fibres collagéniques différente, malgré tout, le rôle de barrière protectrice contre les sources de contamination directe du milieu buccal est assuré. (24) (25)

Pour assurer la présence de tissus mous, la présence de tissus durs sous-jacents est nécessaire. Il est important de maintenir une hauteur minimale de 3mm au niveau de l'espace biologique et de prévenir toute effraction de celui-ci, sinon il se produit une résorption osseuse et une migration des tissus apicalement afin de rétablir les dimensions d'origine. (26)

La gestion de l'esthétique passe par la préservation de l'espace biologique à cause des liens intimes qu'il entretient avec les tissus durs et mous et donc la préservation des contours gingivaux dans le temps.

Le bon positionnement tridimensionnel de l'implant va donc rentrer en jeu, dans le maintien des volumes osseux et tissulaires péri-implantaires, afin d'anticiper certaines récessions gingivales et lyses osseuses. D'une part dans le sens: (11) (27)

- corono-apical: qui doit permettre l'alignement des collets de la future restauration implantaire avec les collets des autres dents adjacentes, afin d'assurer un résultat satisfaisant sur le plan esthétique, en anticipant la formation de l'espace biologique. En fonction du diamètre de l'implant et du parodonte, ainsi que le type de pilier et sa localisation, les valeurs sont susceptibles de varier. L'implant doit se situer entre 2 et 4 mm d'enfouissement à partir de la jonction amélo-cémentaire des dents adjacentes, sauf en cas de récessions gingivales où dans ce cas ce repère ne peut plus être utilisé.
- dans le sens vestibulo-lingual, à cause de la cratérisation autour de l'implant, pour garantir un niveau de 1 à 2 mm, d'os périphérique de part et d'autre du col implantaire, suffisant au maintien des tissus mous. Il sera guidé par la situation du col implantaire, ainsi que l'angulation et le diamètre de l'implant par rapport à la crête osseuse.
- Enfin, dans le sens mésio-distal: pour faciliter la maintenance par le patient, ne pas entraver les étapes prothétiques et assurer la présence de papilles interdentaires.

La gestion des papilles inter proximales est un enjeu esthétique dont découle le bon positionnement de l'implant par rapport à la dent ou à l'implant voisin, et du niveau osseux par rapport à son sommet. Le profil d'émergence ainsi que la présence de papilles sont des facteurs importants dans la réussite du projet esthétique.

C'est pourquoi certaines distances minimales sont à respecter afin d'obtenir un résultat prévisible.

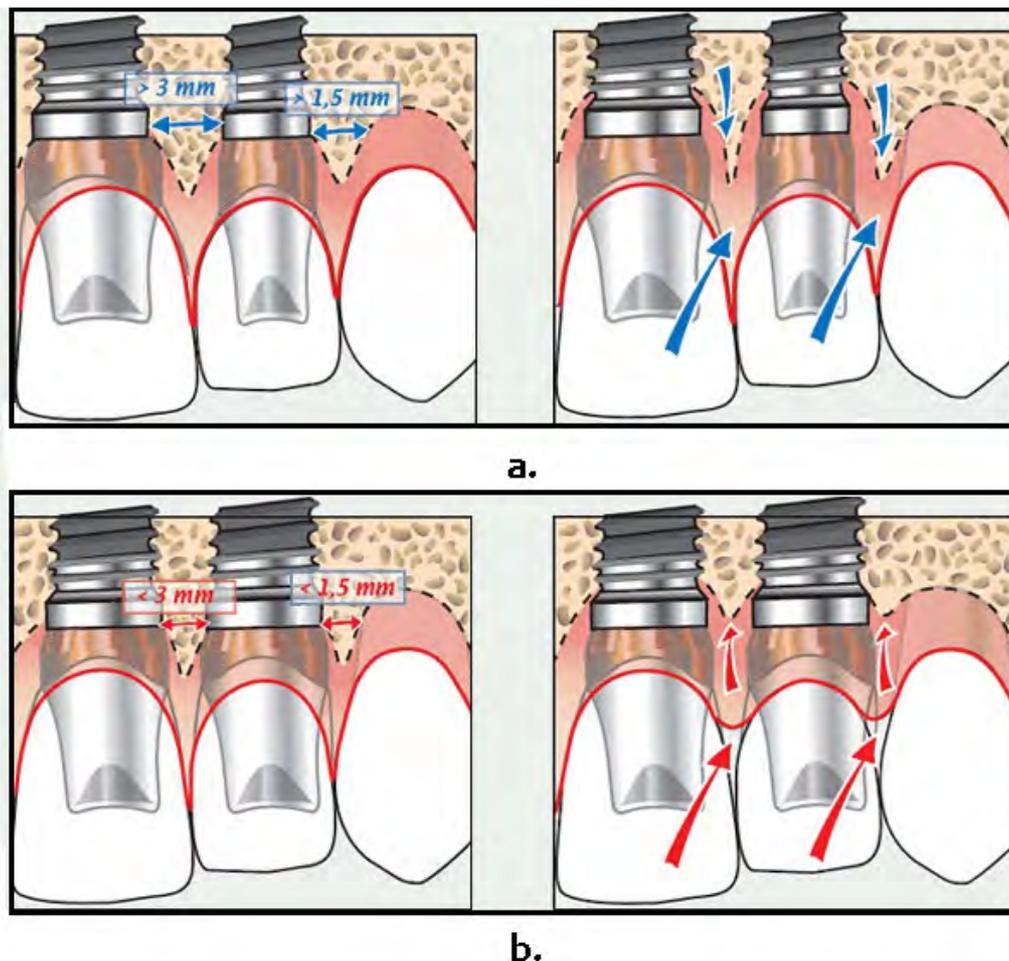
D'une part lors de la mise en place de l'implant:

- entre deux implants une distance minimale de 3 mm entre les bords du col implantaire est nécessaire.
- entre une dent et le bord du col implantaire la distance doit être supérieure à 1,5mm.

D'autre part la hauteur maximale entre la crête et le point de contact le plus apical entre deux couronnes doit être de:

- moins de 4mm entre deux couronnes implantaires.
- inférieure ou égale à 5mm entre un implant et une dent. (28)

Ces valeurs doivent tenir compte des volumes osseux résiduels, de la qualité du biotype parodontal et du secteur dans lequel l'implant est placé. Également en fonction du type d'édentement et de restauration prothétique, les attentes ne seront pas les mêmes. Selon Lazzara en 1993, « la localisation de la prothèse finale doit être le facteur prépondérant dans la détermination de la position implantaire » (29)



a. distances minimales respectées b. distances non respectées, migrations des tissus en direction apicale

Illustration 2: Gestion esthétique des papilles. (123)

Avec une architecture des tissus mous péri-implantaires adéquate et une suprastructure implantaire adaptée, la maintenance est facilitée pour le patient, et de ce fait la quantité de plaque est maîtrisée et la charge bactérienne autour de l'implant est contrôlée.

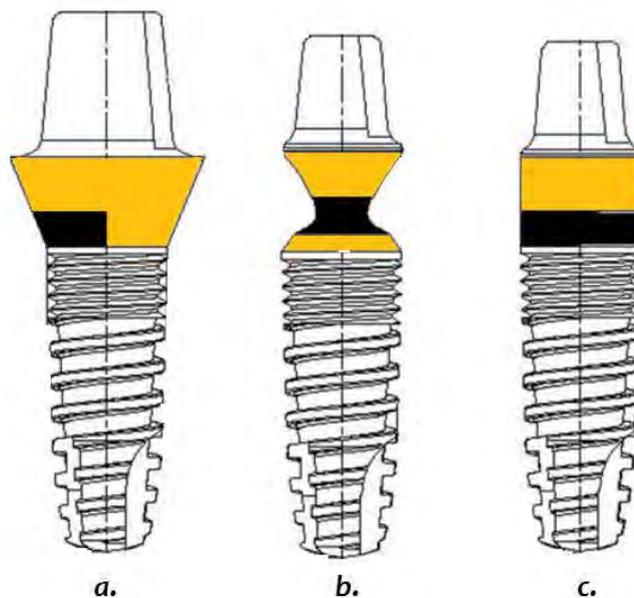
Cependant même sur une gencive péri-implantaire saine on peut observer des sources de contamination bactérienne indirectes via les suprastructures. Le long de la jonction pilier/implant un infiltrat bactérien peut se développer et créer au sein d'une gencive saine une inflammation chronique de basse intensité, en partie à l'origine d'une lyse osseuse cratériforme.

Ce qui peut s'expliquer dans les implants en deux étages par la présence d'une interface entre le pilier et l'implant au sein de laquelle les tissus vont répondre au principe de conservation de l'espace biologique.

Les facteurs qui rentrent en compte dans la modification des tissus péri-implantaires sont les suivants et seront développés dans la partie III:

- la présence d'un micro hiatus entre le pilier et l'implant
- la présence d'un infiltrat bactérien le long de cette jonction
- les micro-mouvements qui peuvent apparaître entre l'implant et le pilier
- les contraintes liées à la fonction occlusale
- enfin les manipulations prothétiques successives.

La morphologie du pilier implantaire pourrait aussi jouer un rôle dans l'amélioration de l'intégration et de la stabilité des tissus mous péri-implantaires. On recense trois types de profil pour les piliers implantaires: droits, concaves, et divergents comme on peut le voir sur le schéma suivant :



a. divergent, b. concave, c. droit.

Illustration 3: Schéma des différents profils du pilier prothétique. (30)

Ahn et al. dans une étude de 2006, ont comparé dans une étude sur le chien, la réponse des tissus mous aux différents profils implantaires existants.

Dans cette étude les implants sont placés en juxta osseux et la hauteur des différents tissus mous est mesurée : hauteur de la gencive jusqu'à la crête, hauteur de la jonction épithéliale, et conjonctive.

Les résultats pour les piliers droits et divergents, ont le même caractère histologique.

Les fibres collagéniques sont disposées parallèlement au pilier, aucune fibre n'est insérée à la surface implantaire, et on retrouve plus de fibroblastes à proximité de la surface du pilier.

Pour le pilier concave, l'attache conjonctive remplit l'espace concave, l'épaisseur des tissus mous est plus importante, et enfin on remarque la présence de fibres collagéniques circulaires. Même si les structures gingivales sont identiques la différence importante au niveau du tissu conjonctif entre la dent et l'implant se situe dans l'orientation des fibres de collagène.

Ainsi la forme incurvée du profil associée aux micro-sillons, aboutit à des tissus mous plus épais et à plus de fibres circulaires, ce qui pourrait augmenter la barrière tissulaire face aux agressions bactériennes et mécaniques, et donner un avantage dans les zones esthétiques pour prévenir les récessions. (30)

La petite taille de l'échantillon utilisé peut cependant être opposée aux résultats trouvés.

Rompen et al. en 2007, ont évalué dans une étude humaine pilote l'influence du pilier à profil concave sur la stabilité verticale de l'espace biologique.

Des piliers en titane et en zircone sont utilisés, et les changements verticaux au niveau des tissus mous ainsi que les résultats esthétiques (jugés subjectivement) sont appréciés. Les résultats de cette étude montrent qu'aucune récession n'est survenue ou alors une augmentation verticale des tissus s'est produite dans 87% des cas, et qu' aucune récession de plus 0,5 mm n'est observée. Enfin les résultats esthétiques vont de bons à excellents.

Les implications cliniques que suggère cette étude, sont que l'utilisation d'un profil transmuqueux pour les composants implantaires, semble apporter une stabilité et une prévisibilité meilleure pour les tissus mous dans les régions esthétiques par rapport aux profils divergents. (31)

Toutefois, l'étude Weinländer et al. (2011) comparant des piliers divergents et concaves dans des sites postérieurs, en se basant sur le niveau osseux, l'indice de papille, de plaque, et de saignement, ainsi que l'esthétique avec le pink esthetic score, à un an, a montré que les piliers concaves ne présentaient pas un meilleur développement des tissus mous péri-implantaires par rapport aux piliers standards divergents. (32)

1.2. Le profil d'émergence.

Le profil d'émergence dentaire est défini comme la partie du contour dentaire axial allant de la base du sulcus gingival vers la cavité buccale en passant par la gencive libre (17) (33)

Transposé à l'implant, il correspond à la portion trans-gingivale du pilier ou de l'implant, garantissant le passage du diamètre du col de l'implant à celui de la couronne prothétique.

Le profil d'émergence joue trois rôles importants, à savoir le succès de l'intégration biologique, l'esthétique de la réalisation prothétique et la cicatrisation des tissus mous.

La réussite de celui-ci passe par la phase de cicatrisation des tissus mous péri-implantaires, du recueil des données topographiques lors de la prise d'empreinte, et enfin de l'exploitation des données pour une conception optimisée du pilier ou de l'armature lors de la phase de laboratoire.

Toujours dans le but d'obtenir une prothèse intégrée et donc tolérée par son environnement biologique.

La prothèse et les suprastructures implantaires se doivent de respecter les tissus mous péri-implantaires, car leur non-respect aura à terme des conséquences parodontales, dont peuvent découler ensuite des désagréments esthétiques.

En effet le risque du non-respect de ce profil d'émergence est le manque d'espace disponible pour concevoir la suprastructure, et donc les risques de sur contour et une reconstitution compressive vis à vis de la gencive.

Les facteurs qui vont déterminer la réalisation d'un profil d'émergence adapté à chaque situation clinique sont (11) (33)

- la dimension du col de l'implant ou du pilier
- la morphologie des tissus mous péri-implantaires de départ
- le positionnement tridimensionnel de l'implant (guidé par la restauration)
- les facteurs esthétiques et occlusaux.

A partir de ces éléments seront déterminés:

- la hauteur, l'angulation, et le degré d'évasement du pilier
- la localisation et le contour de la ligne de finition
- et enfin la possibilité de visser ou de sceller la prothèse.

1.3. Les facteurs pouvant léser l'espace biologique et les conséquences sur le succès implantaire.

L'espace biologique représente une constante biologique relativement stable dans le temps qu'elle soit autour d'une dent ou d'un implant. La résultante du maintien de cet espace peut être la lyse osseuse afin de conserver la barrière tissulaire protégeant les structures osseuses sous-jacentes. Toute agression de l'espace biologique pourra conduire à une migration apicale des structures osseuses et tissulaires, dans le but de restituer l'attache muco-épithéliale. (34)

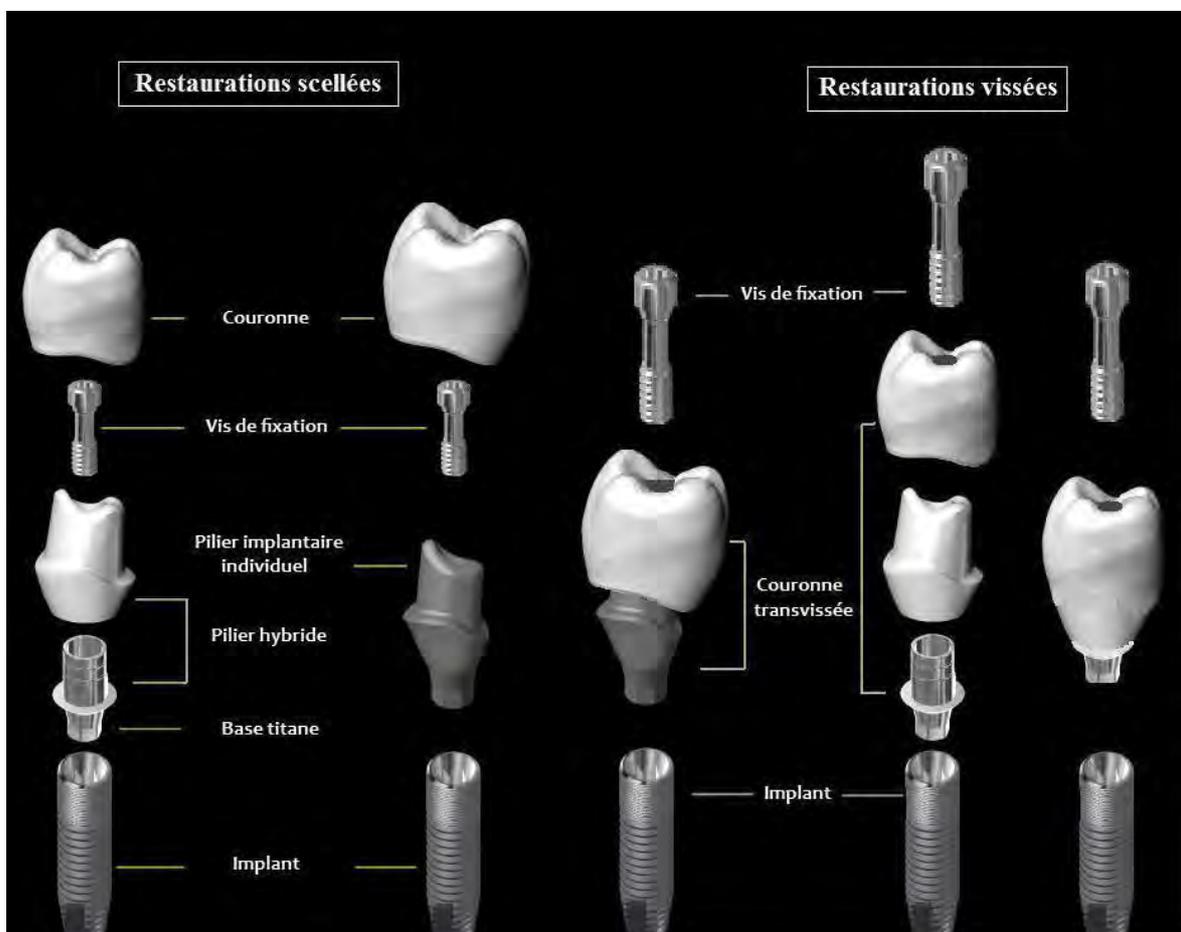
Depuis le remplacement des dents manquantes par des implants, les traitements pour les patients partiellement ou totalement édentés ont considérablement évolué. Bien que les techniques et les processus se soient développés, la réduction de l'os péri-implantaire suite à la mise en place de la restauration prothétique, est depuis longtemps reconnue comme une des conséquences normales dans les thérapies impliquant les implants en deux étages.

Cette perte osseuse est localisée typiquement à environ 1,5 ou 2mm en dessous de la jonction implant/pilier. Cependant celle-ci dépend de la localisation de cette jonction par rapport à l'os. Considérée comme physiologique, elle est susceptible d'entraîner une récession des tissus mous péri-implantaires qui rend délicate la gestion de l'esthétique. Les causes associées à cette résorption restent un sujet complexe et liées à controverses, on peut citer tout de même certains facteurs :(35)

- ceux liés au patient: la génétique, les maladies systémiques, le tabac, les médications, l'hygiène buccale.
- les facteurs locaux: le volume osseux, le biotype parodontal, les antécédents de maladie parodontale.
- les protocoles chirurgicaux: la présence d'un lambeau, le type de lambeau, les traumatismes chirurgicaux dans la préparation du site implantaire.
- le type d'implant: sa position par rapport au niveau osseux, sa géométrie, et sa micro-géométrie ou rugosité.
- biologiques: principe de reconstitution d'un espace biologique, l'infiltration bactérienne au niveau de la plate-forme implantaire entretenant une zone inflammatoire.
- prothétiques: les micro-mouvements des composants prothétiques, le type de connexion, le nombre de vissages/dévissages des piliers, le type de matériau du pilier.
- biomécaniques: les para fonctions, les surcharges occlusales.

Il est intéressant de voir quelle peut être l'influence du praticien au moment des étapes prothétiques qui sont: le choix du pilier, la mise en place de la suprastructure et de la couronne, le tout dans le maintien de l'espace biologique. Car tant le dévissage des restaurations prothétiques supra-implantaires, que le scellement de la couronne peuvent représenter un risque pour celui-ci.

La suprastructure se compose du pilier et de la vis qui permet de le retenir à l'implant comme on peut le voir dans le schéma ci-dessous. Dans un édentement unitaire, en fonction de l'axe implantaire, la restauration prothétique finale pourra être scellée ou vissée à l'implant par l'intermédiaire du pilier. L'angulation implantaire est moins problématique d'un point de vue esthétique, avec une prothèse scellée, car le puits d'accès au niveau du pilier sera masqué par la prothèse.



Restauration scellée et vissées

Illustration 4: Illustration des différents composants de chaque restauration supra-implantaire (schéma modifié) (119)

1.3.1. La restauration implantaire vissée.

Dans le cas d'un édentement unitaire, par exemple comme on peut le voir sur la photographie, ci-après, il est possible, de réaliser une couronne trans-vissée. Cependant cela nécessite que l'axe de l'implant soit favorable à une reconstitution vissée, c'est à dire que l'axe de fixation de la vis soit centré sur la face occlusale, et ne perturbe pas les impératifs esthétiques.

L'avantage de cette reconstitution lorsqu'elle possible est:

- de permettre une ré-intervention facile, en cas de nécessité de dépose de la couronne
- mais aussi le respect du parodonte, grâce à l'absence de ciment et à l'adaptation parfaite des pièces entre elles.

La réalisation du pilier et de la couronne, puis l'assemblage des deux par collage, se font dans un même temps de laboratoire. Enfin la couronne est trans-vissée à l'implant. Le puits d'accès de la vis obturé par de la résine ou du composite.

Le pilier peut être réalisé à partir de différent matériaux, titane ou céramique.

Des piliers hybrides, à partir d'une embase titane surmontée de céramique, sont aussi utilisés, et semble être un bon compromis entre adaptation à l'implant, et impératifs mécaniques et esthétiques.



Illustration 5: couronne unitaire trans-vissée (120)

Avantages: (36)

- Absence de ciment de scellement
- Facilité de ré-intervention, dévissage aisé de la couronne
- Précision de la connexion avec le pilier implantaire
- Intéressant dans les secteurs où la hauteur inter arcade est limitée

Inconvénients:

- Esthétique: impossible à réaliser lorsque le puits d'accès de la vis se situe sur une face visible de la couronne, cela nécessite qu'il se situe au niveau de la face occlusale sur les dents cuspidées, ou au niveau du cingulum pour le secteur antérieur.
- Difficulté en fonction de l'axe d'émergence de la vis pour les piliers très angulés
- Altération de la morphologie occlusale

1.3.1.1. Le vissage et dévissage d'éléments prothétiques.

Au cours des différentes étapes prothétiques, le vissage et dévissage des suprastructures peuvent causer des lésions de l'attache épithéliale et conjonctive, et risque de créer une contamination bactérienne.

Abrahamsson dans une étude sur le chien 1997 a mis en évidence qu'une migration apicale de l'attache épithéliale se produit autour du col implantaire, lors des manœuvres de connexion/déconnexion du pilier, celle-ci étant associée à une résorption osseuse, liée à la formation d'un espace biologique compatible avec la santé des tissus mous. (37)

Dans l'étude de Becker de 2012 sur le chien, l'impact sur les tissus mous et durs du matériau du pilier (titane ou zircone) avec une interface plateforme switching, ainsi que l'incidence du vissage et dévissage de celui-ci, a été étudiée. Les résultats de cette étude ont montré, que des manipulations répétées peuvent être associées à des variations dimensionnelles des tissus mous et durs péri-implantaires formés autour des deux types de piliers. (38)

Cependant, Linkevicius et al. en 2008, dans une revue de la littérature, apportent des conclusions contradictoires avec les précédentes, ils concluent en effet que l'influence de la déconnexion du pilier, sur les tissus péri-implantaires n'est pas claire, au vu des preuves divergentes qu'apportent les études animales. Les études retenues, d'Abrahamsson en 2003, sur l'animal montre qu'un dévissage seul des piliers de cicatrisation ne produit pas de résorption osseuse supplémentaire. Et l'étude humaine de Watson en 1998, conclut également que le changement de piliers de cicatrisation n'affecte pas le taux de survie des implants et la perte osseuse. (2)

1.3.2. La restauration implantaire scellée.

Avantages:

- Esthétique: pas de puits d'accès à la vis
- Résistance au dévissage et à la fracture de la vis élevée, passivité de l'adaptation.

Inconvénients:

- Difficultés de démontage
- Débordement de ciment possible au niveau de l'espace biologique

Dans une revue de la littérature de 2012, Sailer et al. ont évalué le taux de survie sur 5 ans des reconstitutions scellées et vissées, et l'incidence du type de complications sur ce taux.

Les résultats de cette recherche montrent que les deux types de reconstitutions influencent les résultats cliniques dans différents sens, et qu'aucune des deux méthodes de fixation n'est clairement plus avantageuse que l'autre.

Les reconstitutions scellées montrent des complications biologiques plus sérieuses (pertes d'implant et pertes osseuses supérieures à 2mm).

Tandis que les reconstitutions vissées montrent plus de complications techniques. Elles sont plus facilement récupérables que les reconstitutions scellées. C'est pourquoi les complications biologiques et techniques sont traitées plus facilement. (39)

Il n'y a pas une technique plus avantageuse qu'une autre, seulement, pour les prothèses scellées il y aura moins de problèmes techniques, mais plus de problèmes biologiques, avec un risque d'échec implantaire, ainsi qu'une perte d'os marginal, causée par les excès de ciment lorsque ceux-ci ne sont pas correctement retirés. A l'inverse pour la prothèse vissée, il y aura plus de problèmes techniques avec plus des reconstitutions perdues, mais moins d'échecs implantaires et moins de complications biologiques sérieuses. (39)

1.3.2.1. La fusée de ciment.

Elle va présenter un véritable risque d'échec, et compromettre la pérennité de la restauration implantaire.

L'attache conjonctive au sein de l'espace biologique dentaire et implantaire ne s'effectue pas de la même manière, en effet au niveau de la dent, le ciment permet l'ancrage des fibres de Sharpey perpendiculairement. Tandis qu'au niveau implantaire, les fibres s'orientent parallèlement à l'implant, et n'ont qu'une adhésion à l'implant ou au composant prothétique trans-gingival. La présence au sein de l'espace biologique de ciment de scellement va alors interférer dans cette adhésion.

La réponse biologique sera alors une récession ou la création d'une poche parodontale suivant le biotype gingival. (40)



Illustration 6: Image d'une fusée de ciment ayant entraîné un défaut osseux (121)

Une étude de 2009 menée par Wilson TG Jr, a permis d'explorer les liens entre excès de ciment et inflammation péri-implantaire en utilisant le microscope. Les résultats de cette étude prospective ont montré que dans la majorité des cas (81%) les excès de ciment étaient associés à des signes de péri-implantite, et que dans 74% des cas après suppression de ces excès, les signes cliniques et endoscopiques avaient disparu. (41)

De plus, dans une étude rétrospective de Linkevicius de 2013, menée à partir de cas issus d'une pratique privée, l'incidence de la maladie parodontale a été étudiée chez les sujets ayant eu des complications implantaire liées aux excès de ciment. Et il a été conclu que les vestiges de ciment chez les patients ayant des antécédents de maladie parodontale avaient plus de chances de causer des péri-implantites chez ces sujets que chez des patients n'ayant jamais eu d'antécédents de pathologie parodontale. (42)

Il est donc important de vérifier l'absence d'excès de ciment afin d'éviter tout risque de péri-implantite, un ciment radio opaque permettra par ailleurs de mieux d'objectiver ces excès.

C'est pour cela que la localisation de la limite cervicale est une préoccupation importante à cause du risque induit par le ciment de péri-implantite, ce qui peut se produire lorsque les limites sont profondes. L'apport d'un pilier personnalisé aux limites anatomiques permet de positionner les limites cervicales où l'on veut par rapport aux contours gingivaux, ce qui permet d'avoir un meilleur contrôle des excès de ciment, comme dans le cas par exemple en distal des restaurations de 37 et 47. (43)

En 2012, Linkevicius et al. ont mené une l'étude sur les excès de ciment après le scellement de couronnes céramo-métalliques sur des piliers unitaires standards. Les conclusions de cette étude démontrent que plus la limite cervicale est profonde plus le risque de laisser des excès de ciment est important, et qu'il n'est pas prudent d'enfouir la limite à 2mm en dessous du niveau sous-gingival, le ciment ne pouvant pas être correctement retiré. D'autant plus que, même si les excès sont détachés du pilier ils peuvent persister dans le sulcus. La composition de l'agent de scellement joue par ailleurs un rôle dans la capacité du praticien à enlever correctement ces excédents. D'autre part, la forme

du pilier influence la quantité de ciment non détecté, et dans le cas de piliers standards, courts et de dépouille, l'anatomie du pilier entrave le nettoyage correct. Les auteurs recommandent une utilisation de ces piliers avec précaution pour le ciment de scellement définitif voire même de l'éviter pour écarter tout risque de fusée de ciment. Enfin, cette étude apporte comme bilan, que la radiographie, ne permet pas de tout voir, et qu'elle ne représente pas un moyen fiable de contrôler les excédents de ciment, par exemple sur les faces linguales et palatines, à cause des superpositions.

Les résultats de cette étude sont à prendre avec les restrictions liées, à la distribution inégale des échantillons, les différences de parodonte non prises en compte, et enfin la quantité de ciment non pesée lors du scellement.

Pour finir, les auteurs de cette étude recommandent un pilier aux limites visibles pour les scellements oraux. (44)

Les excès de ciment présentent donc un risque de péri-implantantite, et ce risque est d'autant plus grand que la personne a eu des antécédents de maladie parodontale et que les limites cervicales sont profondes. L'apport des piliers personnalisés aux limites anatomiques permet donc de diminuer les risques de fusée de ciment.

Résumé

L'espace biologique dentaire et péri-implantaire présentent des similitudes structurelles sur le plan épithélial et conjonctif. Cependant, les différences les plus notables au sein de l'espace biologique péri-implantaire, sont l'absence de ligament alvéolo-dentaire, une vascularisation moindre, des fibres gingivales orientées parallèlement au col implantaire et une dimension augmentée.

De même que pour l'espace biologique dentaire, l'espace biologique péri-implantaire répond au principe de conservation biologique, toute agression de cet espace se traduira par une migration apicale des tissus afin de restituer leurs dimensions aux structures épithéliales et conjonctives, dont la composition et les dimensions restent stables dans le temps. Différents facteurs rentrent en compte dans la stabilité et le maintien des tissus mous et osseux.

Ainsi le choix du profil du pilier implantaire, intimement lié à ces structures, pourra influencer sur la stabilité de ces tissus, même si la position tridimensionnelle de l'implant, sa morphologie, et son état de surface, sont des facteurs à prendre en compte.

La stabilité des tissus péri implantaires demeure une priorité pour assurer une intégration esthétique et fonctionnelle au long court.

En reproduisant un profil d'émergence optimal le pilier entraîne une bonne gestion des tissus mous, et donc garantit le respect de l'espace biologique dont découle, une bonne cicatrisation tissulaire, et des résultats esthétiques. De plus cela facilite le contrôle de plaque par le patient, assure une bonne maintenance au long cours et donc protège l'implant des agressions mécaniques et bactériennes de la cavité buccale. Tout ceci concourt au maintien de l'ostéo intégration et garantit le succès de la réhabilitation implantaire.

Le choix de la suprastructure implantaire est une étape cruciale dans l'aménagement des tissus mous péri-implantaires. A la différence des systèmes implantaires en une pièce, les systèmes implantaires en deux étages présentent une inflammation péri-implantaire de basse intensité, en dépit de toute infection.

Pour les implants en une pièce la migration apicale est moindre et l'espace biologique plus proche de celui de la dent.

Ceci peut s'expliquer par l'interface implant/pilier qui crée des micro-mouvements, et un micro hiatus au sein duquel peut se développer un infiltrat bactérien.

La situation clinique, et les exigences esthétiques, conditionneront entre autres le choix du type de reconstitution: vissée ou scellée, afin que les étapes de vissage et de dévissage successives, et les possibles fusées de ciment, au moment de la mise en place de la restauration prothétique ne puissent pas léser l'attache épithéliale et conjonctive.

II. LES SUPRASTRUCTURES IMPLANTAIRES.

La suprastructure implantaire est constituée du pilier prothétique et de la vis.

Le pilier implantaire est la pièce prothétique qui va soutenir la future couronne et assurer la transition physique entre le col de l'implant et la couronne, cette transition aura la possibilité de dessiner le profil d'émergence.

Il doit assurer plusieurs rôles:

- transmettre les forces masticatoires de manière harmonieuse vers l'implant
- permettre la liaison entre la couronne et l'implant
- enfin soutenir les tissus mous, et préserver l'attache épithéliale et conjonctive

Il existe plusieurs types de piliers, soit standardisés, ou préfabriqués du commerce, soit de type anatomique et alors adaptés à la situation clinique.

Afin de répondre au mieux aux exigences cliniques, qu'il soit standardisé ou personnalisé, le pilier supra-implantaire doit répondre à des certains critères:

- d'une part, au travers des matériaux utilisés: pour la résistance mécanique, l'esthétique, et la biocompatibilité avec les tissus environnants
- dans sa réalisation: pour sa précision, son ergonomie, et le rapport en terme de qualité et de coûts, de longévité
- enfin, dans sa conception: afin de garantir, au travers de la connectique. la stabilité, l'étanchéité, et la transmission des forces

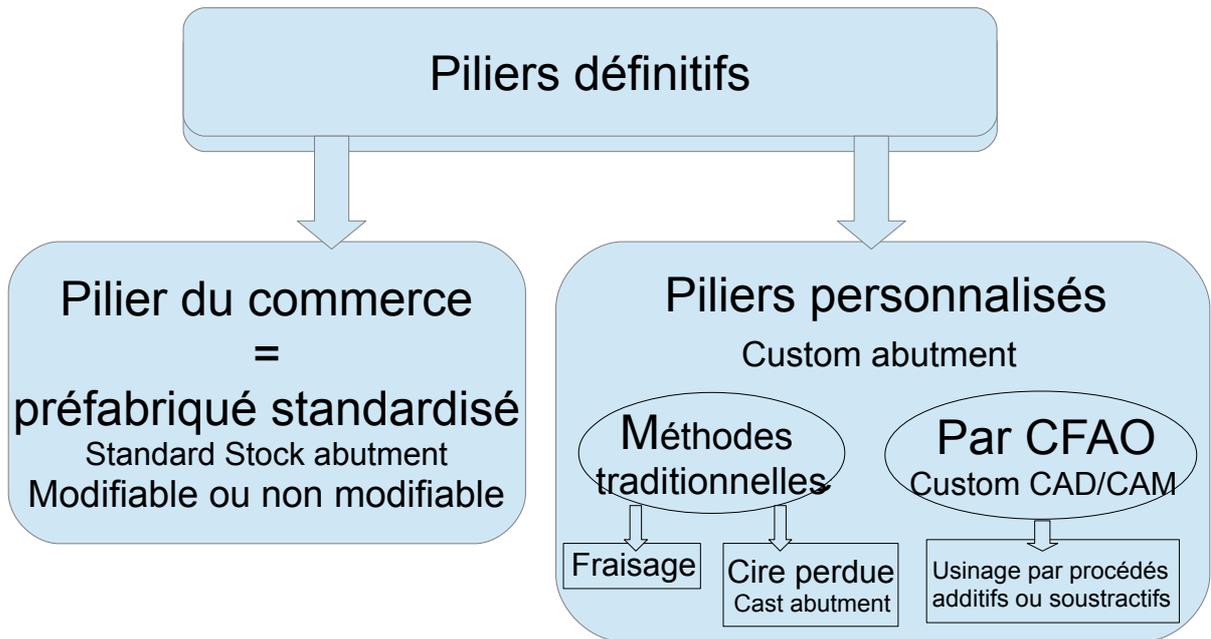
La réalisation de piliers implantaires peut se faire de différentes manières, en apportant plus ou moins de personnalisation à celui-ci. Suivant le type de pilier, l'épaulement aura la possibilité d'être modifié.

Il existe des piliers préfabriqués standardisés, prêts à l'emploi, dont une modification partielle est possible, et ceux personnalisés, qui sont donc totalement uniques par rapport à une situation clinique donnée.

La réalisation de piliers personnalisés peut se faire de manière analogique: au laboratoire grâce à l'aide du prothésiste par une technique de cire perdue ou de fraisage, ou numériquement: avec une conception et une fabrication assistée par ordinateur: la CFAO.

Les acronymes:

- C.A.O : pour Conception Assistée par Ordinateur (ou C.A.D. : Computer Aided Design),
- et F.A.O. : pour Fabrication assistée par ordinateur (ou C.A.M. : Computer Aided Manufacturing)



Dessin 1: Schéma récapitulatif des différentes possibilités de réalisation d'un pilier définitif

Sur la partie gauche du schéma représentant un pilier préfabriqué du commerce on peut noter le rebord horizontal du pilier implantaire, tandis que sur la partie droite on remarque que le rebord du pilier implantaire est festonné et suit le contour gingival.

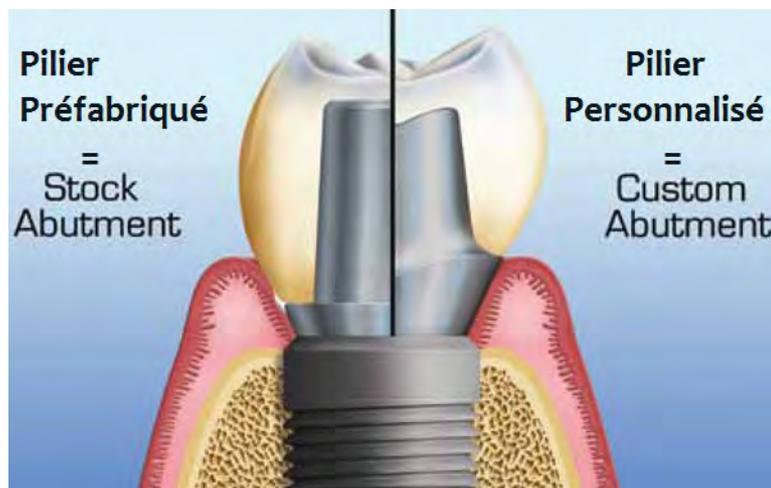


Illustration 7: Schéma comparatif (modifié) entre pilier préfabriqué et pilier personnalisé (117)

2.1. Les matériaux.

Les matériaux utilisés pour les composants implantaires trans-gingivaux vont avoir un impact sur les tissus mous environnants. En effet, suivant les caractéristiques, chimiques, physiques et biologiques, la nature des interactions qui seront créées, permettront ou non une attache biologique de qualité. Une étude sur le chien réalisée par Abrahamsson et coll. a montré que la localisation et la qualité de l'attache au niveau du pilier implantaire dépendait du matériel utilisé. (45)

La création d'une attache épithéliale et conjonctive nécessitera un matériau hautement biocompatible.

PILIER	Présence d'une attache épithéliale	Présence d'une attache conjonctive	Stabilité/ Intégration à 5 mois	Résistance à la corrosion
Titane	Oui	oui	oui	oui
Or	oui	oui	non	oui
Alliages Or/Platine	Non: adhésion	non	non	non
Alumine Al_2O_3	oui	oui	oui	oui
Zircone ZrO_2	oui	oui	oui	oui

Tableau 1: Tableau récapitulatif des propriétés biologiques des différents matériaux utilisés pour les piliers implantaires (45) (1)

Le choix du matériau pour le pilier supra-implantaire va être important car il doit apporter une réponse esthétique, fonctionnelle, et thérapeutique aux attentes du patient comme du praticien.

Pour la fixation des reconstitutions implanto-portées différents types de piliers implantaires sont utilisés.

L'utilisation de pilier en métal fait de titane a prouvé qu'ils étaient durables et c'est pourquoi ils sont considérés comme «gold standard» (Anderson et al. 1995, Pjetursson et al. 2007, Sailer et al. 2007), mais en raison de leur couleur, ces piliers ont été mis en cause dans les colorations grisâtres de la muqueuse péri-implantaire ,compromettant alors les résultats esthétiques. Pour ces raisons les piliers conçus uniquement en céramique de forte résistance, comme l'alumine et la zircone ont été développées. (46–49)

2.1.1. Le pilier supra-implantaire titane.

L'utilisation du titane, dans les restaurations implantaires, présente de nombreux avantages, d'une part il est biocompatible, il favorise la cicatrisation des tissus mous et présente un faible potentiel de relargage de composants résiduels.

D'autre part son module d'élasticité est proche de l'implant (lorsqu'il est en titane), il est résistant à la corrosion, prévient les réactions galvaniques à l'interface pilier- implant, et son coût est favorable.(50) (51) (52) (53)

Cependant le fait que ce soit un métal, ne lui donne aucune translucidité et une couleur inesthétique.

On peut distinguer deux types de piliers, ceux en TCP: titane commercialement pur et ceux issus d'un alliage de titane $TiAl_6V_4$, composé de 90% de titane, 6% d'aluminium, 4% de vanadium, et d'un peu d'oxygène.

On distingue plusieurs types de titane avec différents grades suivant le niveau d'incorporation d'oxygène, le grade 4 est le plus riche en oxygène et aussi le plus résistant mécaniquement. (36). Le TCP est un titane de grade 4 tandis que le $TiAl_6V_4$ est un titane de grade 5.

D'un point de vue uniquement biologique, le titane est le seul matériau qui a prouvé sa biocompatibilité envers les tissus mous sur les études cliniques de long terme. (54)

Dans une étude animale réalisée sur le chien Abrahamsson et al (1998) ont montré la formation d'une attache muqueuse, incluant attache épithéliale et conjonctive, sur le titane et sur l' Al_2O_3 , respectivement de 2mm et 1,5 mm.(45)

Toutefois, le relargage de particules résiduelles de titane est à tempérer. En effet les micro mouvements entre le pilier et l'implant (lorsque les deux sont en titane) génèrent de très fines particules de titane par abrasion des surfaces de contacts entre elles. Des travaux menés par Zipprich H, Weigl P et Depprich H, ont permis d'émettre une hypothèse sur le devenir de ces particules. Les mouvements entre le pilier et l'implant créant également un effet de micro-pompe les particules ainsi générées, seraient expulsées d'une part vers les tissus et stimuleraient l'inflammation, d'autre part se déposeraient à la jonction os/implant et pourraient stimuler la résorption osseuse (55).

De plus un rapport de l'Afssaps de 2011 sur l'étude des nanoparticules de dioxyde de titane et d'oxyde de zinc dans les produits cosmétiques en termes de pénétration cutanée, de génotoxicité, et de cancérogenèse, ont produit des données qui ne permettent pas de conclure sur l'absence de potentiel cancérogène de ces nanoparticules dans les produits cosmétiques sur l'humain.(56).

Dans une revue de la littérature de 1980 à 2007, les différents matériaux utilisés pour les piliers implantaires ont été comparés par rapport à leur impact sur la stabilité des tissus péri-implantaires. Cette étude a permis de comparer le titane aux autres matériaux, et les conclusions sont les suivantes:

- le titane et l'or, ne présentent pas de différence à l'inverse des résultats obtenus dans les études animales.

- Le titane et l'oxyde d'alumine présentent des résultats similaires
- Le titane et le zirconium présentent des résultats similaires, et certaines études démontreraient un avantage de l'oxyde de zirconium sur le titane bien, que dans les études incriminées, la comparaison directe avec le titane n'a pas été faite.

Cette revue de la littérature apporte comme conclusion, que le titane ne révèle pas de meilleures performances par rapport aux autres matériaux, pour maintenir les tissus péri-implantaires, ce qui peut remettre en cause le principe du «gold standard » affirmé par certains. (57)

2.1.2. Le pilier supra-implantaire céramique: l'oxyde d'Alumine, l'oxyde de Zirconium et le Disilicate de Lithium.

L'introduction des piliers en céramiques a apporté certains avantages en termes d'esthétique et de translucidité sur le métal.

De plus ses qualités de biocompatibilité et ses propriétés mécaniques: comme la stabilité dimensionnelle et une résistance mécaniques importantes à la charge occlusale, en font des matériaux très intéressants. (53) (50)

Grâce à ces propriétés, le principe du gold standard du pilier titane, mis en avant précédemment peut être questionné.

A l'heure actuelle les piliers en céramiques sont disponibles en pré-fabriqués modifiables ou non par le laboratoire,et anatomiques par des techniques traditionnelles de laboratoire ou grâce aux techniques de CFAO. (58)

Dans le domaine de l'implantologie pour des raisons de résistance mécanique, on a recensé trois types de céramiques utilisées, dont les propriétés mécaniques et esthétiques diffèrent et pour cette raison, elles devront être prises en compte en fonction de la situation clinique pour le choix du matériau.

2.1.2.1. L'oxyde d'Alumine.

Elle présente certains avantages par rapport au métal: (58)

- ses caractéristiques optiques sont favorables
- son potentiel de corrosion est bas
- elle a une haute biocompatibilité
- et une faible conductivité thermique

De plus elle présente un avantage esthétique, par rapport à la zircone qui présente un aspect blanchâtre, et elle est plus facile à préparer.

Cependant elle révèle des problèmes de fracture lors de l'usinage et demande une forte irrigation. De par son taux de fracture plus important que pour la zircone, elle est plutôt recommandée pour les restaurations antérieures. (59)

De surcroît elle n'est pas radio opaque et présente une plus faible résistance à la fracture, toujours par rapport à la zircone qui lui est souvent préférée.

Ce tableau récapitulatif issu de l'article «Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update» paru en 2008 permet de dresser un comparatif des propriétés mécaniques entre l'alumine et la zircone.

Piliers	Résistance à la flexion	Résistance à la fracture	Module d'élasticité
Alumine	400 MPa	5-6 MPa/m ^{0.5}	350GPa
Zircone	900 MPa	10 MPa/m ^{0.5}	210GPa

Tableau 2: Tableau comparaison des propriétés mécaniques des principaux piliers céramiques exprimés en mégapascal MPa et gigapascal GPa (58)

2.1.2.2. L'oxyde de Zirconium.

L'avancée des technologies dans le domaine de l'usinage par CFAO, a permis l'introduction de la zircone comme nouvelle céramique pour les piliers implantaires.

Le terme Zircone, regroupe tous les matériaux contenant l'élément chimique zirconium.

L'oxyde de zirconium, est couramment appelé zircone, dont on retrouve généralement la traduction anglaise, par le terme zirconia. En effet, la fabrication du «zircone» est en fait un produit issu de l'oxydation de l'élément zirconium, produisant donc, l'oxyde de zirconium.

L'oxyde de zirconium existe sous plusieurs formes cristallines dont une tétragonale:T, qui représente la forme quadratique de la zircone, c'est cette phase qui possède les propriétés mécaniques les plus importantes.

Pour stabiliser la zircone sous cette forme quadratique, dans les utilisations dentaires, on incorpore, de l'oxyde d'Yttrium. Ce qui aboutit à une zircone stabilisée partiellement en phase quadratique: le Y-TZP (yttrium tétragonal zirconia polycristal). (59)

La résistance améliorée de la zircone (ZrO₂) peut être expliquée par des différences de microstructure, comme la densité élevée, la taille des particules plus petites, et un mécanisme polymorphe contre la propagation du défaut. (58)

Ce qui est particulièrement vrai pour la phase tétragonale stabilisée, Y-TZP, qui permet de prévenir la propagation des fissures dans la céramique. (60)

Elle existe dans plusieurs teintes pour les blocs d'usinages de CFAO, ce qui permet d'améliorer les résultats esthétiques.

Sur le plan biologique, la zircone semble favorable aux tissus mous. Dans une étude comparative de cas réalisée en 2006 par Degidi et al. a permis de mettre en évidence un niveau d'inflammation moindre autour des tissus mous environnants les caps de cicatrisation en oxyde de zirconium, par rapport au titane. (61)

Sur le plan mécanique, de nombreuses études ont comparé les qualités mécaniques de piliers titane et zircone, afin de déterminer, si la zircone présentait les mêmes qualités en terme de solidité que le titane, et si l'utilisation de la zircone pour des piliers supra-implantaires procurait un avantage supplémentaire.

Zembic et al ont mené une étude en 2009 dont le but était de tester si le piliers en zircone et les piliers en titane avaient ou non les mêmes résultats techniques et biologiques pour des implants unitaires.

Dans cette étude les patients ont reçu des implants unitaires, avec des piliers en zircone et des piliers en titane sur des sites implantaires choisis de manière randomisée, au niveau des canines et des régions postérieures. Les piliers supportant des couronnes céramo-métalliques et entièrement céramiques sont examinés à 6, 12 et 36 mois. L'investigation porte sur le contrôle de plaque, de saignement, et la présence de poche parodontale sur les piliers et la dent controlatérale. De plus des radiographies standardisées des implants et du niveau osseux sont réalisées avec pour référence l'épaulement du col implantaire mésial et distal. La différence de couleur de la muqueuse péri-implantaire est évaluée avec un spectrophotomètre. (62)

Les résultats de cette étude portant sur 18 patients avec 18 piliers en zircone et 10 en titane montrent:

- qu'aucune fracture ni perte de reconstitution n'est survenue.
- qu'il n'y a pas eu de différence biologique, que ce soit sur la présence de poches parodontales, de saignement ou de plaque dentaire.
- que le niveau osseux était similaire entre les deux types de piliers.
- que la zircone et le titane induisent une dis-coloration similaire de la muqueuse comparativement à la dent naturelle.

Dans cette étude à trois ans les piliers en zircone et en titane montrent les mêmes résultats techniques, biologiques, esthétiques et un taux de survie identique.

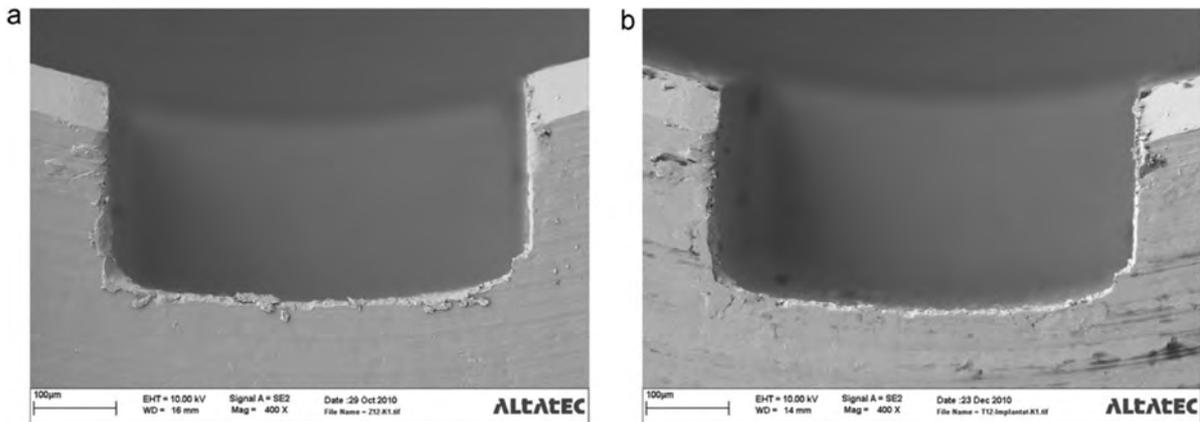
La zircone pour les piliers supra implantaires, grâce à ses propriétés optiques, est idéale dans les secteurs antérieurs, pour des parodontes fins, ou des sourires gingivaux.

Il faut cependant rester vigilant sur fait que lorsque le pilier est en zircone et l'implant en titane, les deux matériaux n'ont pas les mêmes propriétés mécaniques, et la zircone qui est plus dure que le titane, risque d'endommager la connectique en usant le titane si l'interface pilier/implant est le siège de micro-mouvements, fragilisant ainsi la toile de l'implant et créant des micro-particules dues à l'abrasion. (63)

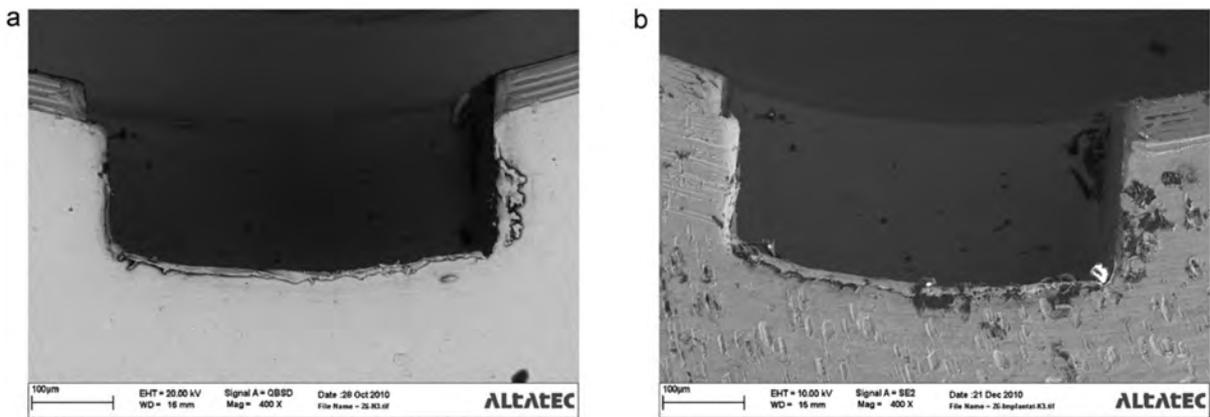
Le titane qui possède une dureté de Vickers de 90 et la zircone de 2000, risque une usure par frottement («freatting wear») qui risque d'endommager les connectiques, au niveau des systèmes anti-rotationnels lorsqu'ils s'opposent aux micro-mouvements générés, lorsque évidemment l'implant et le pilier sont de matériaux différents. (64)

Une étude in vitro de 2012, de Stimmelmayer M et coll., confirme d'ailleurs cela, en comparant l'usure d'un implant après plusieurs cycles de charge, en fonction du matériau utilisé pour le pilier, d'une part du titane et de l'autre du zircone. Les résultats étudiés par l'observation au microscope et à l'imagerie SEM, dans les images suivantes, montrent une

usure plus importante pour les implants supportant un pilier en zircone, bien que pour il n'y ait eu de fracture ou de perte de vis des piliers. Cette étude suggère par ailleurs, que les conséquences cliniques de cette usure ne sont pas claires, et peuvent aller du changement du pilier à la dépose de l'implant. (65)



*à gauche avant mise en charge, à droite après plusieurs cycles de charge.
Illustration 8: Image SEM de l'usure à l'interface: implant titane et pilier titane (65)*



*à gauche avant mise en charge, à droite après plusieurs cycles de charge
Illustration 9: Image SEM de l'usure à l'interface: implant titane et pilier zircone (65)*

2.1.2.3. Le Disilicate de Lithium.

Le disilicate présente aussi certains avantages: (60)

- comme de hautes valeurs de stabilité mécanique 360 GPa
- il est utilisable dans les régions antérieures et postérieures
- ses caractéristiques optiques, présentent une translucidité similaire à celle de la dent naturelle, ce qui donne des résultats esthétiques satisfaisants
- enfin il présente l'avantage de pouvoir être mordancé ce qui permet l'utilisation d'adhésif, ce qui est un avantage dans la fabrication de piliers hybrides sur base titane (qui seront décrit plus loin).

Les piliers en disilicate de lithium appartiennent à la famille des vitrocéramiques. Elles peuvent être utilisées dans les piliers implantaires en utilisant la technique de la céramique pressée, avec par exemple les piliers hybrides IPS e-max Press de chez Ivoclar, avec grande résistance mécanique qui va leur permettre d'être utilisés en antérieur comme en postérieur. (66). Mais ce matériau peut aussi être utilisé pour la réalisation de piliers implantaires réalisés par CFAO, à partir de lingotins usinés, comme l'IPS e-max CAD, également de chez Ivoclar.

	Résistance à la flexion	Résistance à la fracture	Module d'élasticité
IPS e-max Press	400 MPa	2,5 MPa/m ^{0,5}	95 GPa
IPS e-max CAD	360 MPa	2 MPa/m ^{0,5}	-

Tableau 3: Tableau des propriétés mécaniques des piliers en disilicate de lithium données constructeur (67) (66)



Illustration 10: Lingotins de disilicate de lithium pour piliers implantaires en CFAO (124)

2.1.3. Le pilier supra-implantaire en or et alliages.

2.1.3.1. L'or.

Quant aux piliers réalisés à partir de métaux, tel que l'or ou les alliages à partir de celui-ci, ils présentent des résultats satisfaisants à long terme, une adaptation correcte, et de bonnes propriétés chimiques et physiques.

Néanmoins, le coût des matières premières est élevé. (53)

2.1.3.2. Les alliages.

Pour les piliers à base d'alliages or, l'étude animale d'Abrahamsson a également démontré qu'il n'y avait pas d'attache à proprement parler, mais plutôt qu'il s'agissait d'une adhésion des cellules épithéliales au niveau du pilier.

De plus un recul des tissus mous et une récession osseuse ont été remarqués. (45)

Cependant les résultats de cette étude animale sont à modérer, récemment l'étude menée par Vigolo et coll. (2006) sur des restaurations unitaires, entre un pilier de type UCLA (pilier personnalisé coulé en alliage or) et un pilier titane personnalisé aussi, mais par CFAO, ont montré au terme des 4 ans de cette étude des résultats similaires d'intégration autant sur le plan osseux que sur le plan des tissus mous (68).

2.1.4. Le pilier supra-implantaire PEEK: polyetheretherketone.

Le PEEK est un matériau thermoplastique thermorésistant produit à partir de résine de polyetheretherketone.

Il est utilisé dans de nombreux domaines de l'industrie pour ses qualités: (69)

- résistance mécanique et dureté importantes
- bonnes caractéristiques électriques
- bonne résistance à l'hydrolyse

Récemment une qualité médicale du PEEK a été développée: le PEEK-optima.

Il présente les mêmes propriétés mais il est aussi:

- biocompatible
- il a une haute résistance chimique
- cette résistance lui permet d'endurer différents types de stérilisation
- il possède une stabilité dimensionnelle
- une résistance à l'abrasion

- et son module d'élasticité est similaire à celui de l'os. De ce fait il absorbe les forces durant la mastication et limite leur dissipation dans l'os péri-implantaire

Dans une étude menée par Hendrik et coll. en 2010, in vitro, sur un échantillon d'incisives, canines et prémolaires, deux types de piliers provisoires supportant une couronne en résine ont été étudiés, un en PEEK et l'autre en titane. Cette étude a mis en évidence une plus faible résistance à la fracture des couronnes en résine supportées par le pilier PEEK au niveau de l'incisive centrale, mais pour les autres localisations, aucune différence significative entre le titane et le PEEK pour la résistance à la fracture n' a été remarquée (70)

Dans une autre étude réalisée en 2014, par Rubén Agustín-Panadero et coll. des résultats similaires ont été obtenus concernant la comparaison piliers provisoires titane, en PEEK et en métacrylate. Les piliers en PEEK et métacrylate présentent des valeurs de résistance à la fracture plus faibles.

Sur la base de ces résultats, l'étude préconise l'utilisation des piliers en résine PEEK ou métacrylate lorsque la prothèse provisoire est fixée et demeure en bouche de un à trois mois (71).

2.2. Le pilier standard: préfabriqué, non modifiable ou modifiable.

Le pilier standardisé ou du commerce est un pilier dont les caractéristiques sont établies préalablement par le fournisseur d'implants, il existe des variations de hauteur et de diamètre, et certains degrés d'angulation, des modifications peuvent être apportées, mais elles seront limitées à la soustraction de matériau.

Il existe deux types de matériaux utilisés, le titane et la zircone, ce type de pilier présente l'avantage d'être de mise en œuvre simple, aucune sur-coulée n'est nécessaire.

Les piliers en zircone seront préférés dans les zones où la demande esthétique est importante, ou lorsque la gencive est fine et visible.

Le fraisage des piliers usinés en titane donne la possibilité de paralléliser les axes implantaire.

Les limites de ces piliers, sont l'axe maximal de 10° qu'il est possible d'obtenir, et la quantité de titane à soustraire qui est restreinte. (72)

De plus pour les piliers préfabriqués modifiés au laboratoire le polissage de ces piliers reste une difficulté.

Ces piliers présentent comme avantages d'être moins chers et plus faciles d'utilisation. (73) Cependant malgré un vaste choix de diamètre et de taille, ce type de pilier ne permet pas de répondre à toutes les situations cliniques, surtout pour des parodontes fins, festonnés, ou pour des angulations extrêmes. Comme on peut le voir sur le schéma ci-dessous, les limites cervicales du pilier standard de gauche sont plus enfouies que celles du pilier personnalisé de droite dont les contours gingivaux épousent la muqueuse. A noter également, la différence d'intra-dos des deux couronnes, pour le pilier de gauche, il y aura une adaptation plus importante à réaliser sur la couronne pour compenser la limite cervicale plus basse et horizontale.



Illustration 11: Schéma (modifié) d'un pilier standard et d'un pilier personnalisé et de la couronne correspondante (118)

2.3. Le pilier personnalisé ou anatomique.

Il est indiqué quand les piliers standardisés ne peuvent être utilisés, comme pour les angulations extrêmes, ou quand il y a une exigence particulière pour le design de la couronne ou du pilier. (73)

Il existe plusieurs types de piliers anatomiques, comme on peut le voir sur l'illustration ci-dessous.



Illustration 12: Illustration des différents piliers anatomiques existants (112)

2.3.1. Les méthodes classiques de laboratoire.

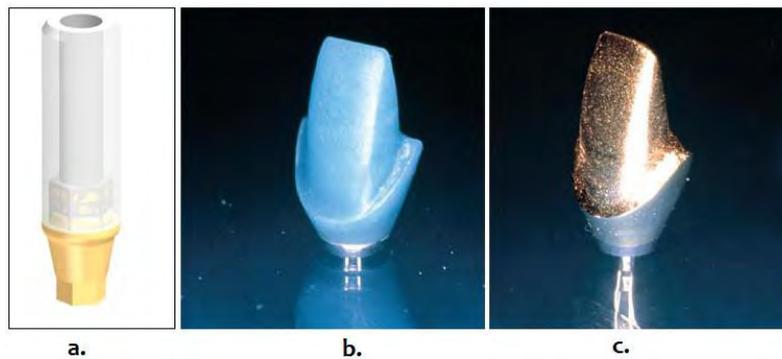
2.3.1.1. Le pilier réalisé par technique de la cire perdue.

Il se constitue soit d'une base usinée or (par exemple le Pilier UCLA or) qui est surmontée d'une gaine en plastique calcinable, qui peut être modifiée, par soustraction ou adjonction de cire, permettant ainsi une sur-coulée dans un matériau compatible à la base. Il peut aussi se présenter de manière entièrement calcinable (par exemple le pilier UCLA calcinable), sans base usinée comme support, ce qui est fortement déconseillé pour des raisons d'adaptation au col implantaire. (72)

Les avantages que présentent de tels piliers comme le pilier UCLA, par exemple, sont de pouvoir gérer les problèmes esthétiques en adaptant l'angulation du pilier par rapport à l'axe de l'implant.

Mais les inconvénients, de ces piliers sont inhérents à la technique de réalisation, et des distorsions au moment de la coulée ou des cycles de frittage peuvent survenir. Également lors la phase de finition des erreurs peuvent se produire. (74)

De plus c'est une technique onéreuse et laborieuse. (73)



a. schéma du pilier et de sa gaine calcinable ,b. maquette en cire, c. pilier or terminé
Illustration 13: Pilier UCLA : (113)

2.3.1.2. Le pilier hybride sur base titane réalisé par sur coulée.

Le pilier est un pilier hybride, qui va associer une base en titane usinée, dont les dimensions et formes sont fournies par le fabricant, et qui est adapté au type de connexion de l'implant, interne ou externe, l'autre partie sera adaptée à la situation des tissus mous environnants, les deux étant réunis par collage. La future restauration implantaire sera ensuite soit collée soit scellée par-dessus.

Il est également possible de réaliser un pilier hybride à partir de disilicate de lithium par une technique de pressée en laboratoire incluant une modélisation préalable sur cire du futur pilier.

Exemple du pilier hybride IPS e-max Press ivoclar vivadent : (66)

Il est également réalisé sur une base titane usinée, qui est choisie en fonction des caractéristiques de l'implant et de la situation clinique, cette base titane supporte une vitrocéramique réalisée par pressée, comme on peut le voir sur l'illustration suivante.

Afin de créer un profil d'émergence personnalisé, une cire est montée sur la base titane en respectant l'espace entre la fausse gencive et la base titane. L'épaisseur doit être maîtrisée afin de pouvoir supporter la couronne par la suite, les limites cervicales et le chanfrein sont déterminés. Une fois retirés les excès de cire au niveau de la zone de transition de la base titane, l'ensemble est mis en cylindre pour être pressé.

Enfin, finitions et ajustage du pilier à la base et collage avec un composite spécifique.



Illustration 14: Fabrication du pilier hybride e-max press Ivoclar vivadent. (66)

2.3.2. La CFAO: Le pilier conçu et réalisé par ordinateur.

A la différence du pilier standardisé, le pilier personnalisé aura une adaptation anatomique aux tissus mous péri-implantaires périphériques et au le fût implantaire.

La réalisation des éléments prothétiques implantaires en CFAO dans le domaine dentaire désigne l'ensemble des équipements indispensables à la chaîne numérique pour la confection de celle-ci. Les grandes étapes de la production passent par la numérisation en aval par différents systèmes de capture: soit directement par scannage intra-buccal, de la situation clinique, soit à partir du modèle en plâtre issu d'une empreinte traditionnelle, ou alors de la maquette sur cire du modèle définitif réalisée. Ceci va conduire à la création d'un fichier STL, permettant l'élaboration par CAO (Conception Assistée par Ordinateur), à l'aide d'un logiciel, la modélisation numérique de la future restauration. Pour enfin aboutir à la FAO (Fabrication Assistée par Ordinateur), qui a pour but de préparer la fabrication et les matériaux utilisés, ainsi que la création de la séquence d'usinage pour n'importe quelles machines-outils, qu'elles commandent un système par soustraction ou par addition du matériau.

Au terme de ce processus de création numérique on obtient un fichier de pilotage pour une machine-outil à commande numérique.

Le processus d'usinage par soustraction donne la possibilité d'usiner plusieurs types de matériaux avec une même machine, et selon le nombre d'axe de fraisage de 3 à 5 on augmente les possibilités de réaliser les restaurations complexes.

Le processus de fabrication par addition, présente l'avantage de permettre la réalisation de pièces complexes et l'évolution des techniques et autorise maintenant la création de restaurations en fabrication directe, alors qu'auparavant, seules les maquettes calcinables de prototypage étaient faisables. Les processus par addition comptent trois techniques, l'impression 3D par dépôt durci par polymérisation UV, la stéréolithographie, par modelage d'un mélange liquide contenu dans une cuve durci par polymérisation UV, et enfin la micro fusion laser.

A l'heure actuelle il est donc possible de réaliser une grande partie des éléments nécessaires aux restaurations implantaires, du guide chirurgical à la restauration finale en passant par le modèle sur cire.

Aujourd'hui, les avancées dans le domaine de la FAO permettent la modélisation et la fabrication pour des pièces de haute précision et de grande passivité, comme les barres supra-implantaires et les bridges complexes. (75)

L'outil de modélisation est un logiciel informatique qui peut être «ouvert» ou «fermé». Ce dernier contraindra la conception et la réalisation à utiliser du matériel validé par le fournisseur de logiciel.

Enfin on distingue deux types de production pour l'usinage.

- Des centres d'usinage liés aux fournisseurs implantaires, ayant leur propre ligne de production. Ils collectent les données CAO des laboratoires ou du praticien.
- Des laboratoires de prothèse équipés des machines-outils réalisant la CAO et FAO.

2.3.2.1. Le pilier conçu intégralement par CFAO.

La réalisation du pilier implantaire, assistée par ordinateur débute par une empreinte, classique ou optique afin d'enregistrer la situation clinique.

La réalisation du pilier peut ensuite se faire, soit à partir d'un modèle en cire qui est ensuite numérisé pour être réalisé par FAO, ou bien, le pilier est directement conçu par CAO et réalisé en FAO.

Dans le cas de l'empreinte optique, une technique de corps de scannage individualisé peut être utilisée. Elle permet la réalisation de l'empreinte directement en bouche avec un transfert d'empreinte optique préfabriqué. Ainsi le logiciel de CFAO va autoriser la modélisation en vue de la réalisation par usinage à partir d'un bloc dont le matériau et la teinte seront choisis au préalable (cas du bloc en céramique). (76)

La conception d'un pilier implantaire réalisé par CFAO présente certains avantages par rapport aux piliers personnalisés coulés réalisés grâce à la technique de la cire perdue tout en conservant les mêmes qualités: (74) (77)

- des contours anatomiques idéaux.
- différentes angulations possibles.
- peu d'imprécisions.
- le nombre de manipulations, causant des erreurs, est diminué, pas de manipulation après la coulée.
- meilleur contrôle du matériau: que ce soit de l'homogénéité ou de la provenance.
- économie de temps réalisée.
- possibilité de résoudre plus de situations grâce au logiciel et de manière plus cohérente.
- de plus il n'y a pas besoin d'avoir une réserve importante et onéreuse de piliers.
- enfin adaptabilité entre différentes marques d'implants, bien que cela puisse aussi être une limite.

Ils présentent toutefois certains inconvénients:

- des problèmes d'adaptation entre l'implant et le pilier entre les différents fournisseurs.
- des problèmes relatifs de forces entre le titane de l'implant et du pilier.

Cette méthode fiable, moderne et informatisée permet au pilier réalisé par CFAO de présenter l'avantage, d'avoir des caractéristiques idéales, calculées par informatique grâce aux paramétrages qui favorisent la maîtrise des volumes prothétiques et des impératifs liés aux matériaux. Ainsi, les retouches finales pouvant altérer ou fragiliser le pilier sont évitées.

Park et al en 2014, ont mené une étude visant à comparer des piliers UCLA sur base pré-fabriquée réalisés par sur-coulée, et des piliers CFAO en titane avec deux types de connectiques, internes et externes. Les résultats obtenus montrent que les piliers réalisés par CFAO sont fabriqués avec assez de précision pour permettre la stabilité du joint entre

le pilier et l'implant (taille du micro-gap et taux de dévissage similaires) par rapport aux techniques traditionnelles UCLA, et ainsi diminuer les coûts par rapport à l'utilisation de ceux-ci. (74)

On peut cependant se demander, si les piliers réalisés par CFAO, présentent sur du long terme des résultats comparables, voire meilleurs, par rapport aux piliers réalisés par des techniques traditionnelles.

C'est pourquoi dans une revue de la littérature de 2014, de Kapos et al., se sont interrogés sur le comportement de couronnes, piliers, et armatures implantaire réalisés par CFAO, par rapport aux prothèses fabriquées traditionnellement. En se basant sur les critères esthétiques, les complications biologiques et mécaniques, les facteurs économiques, et la satisfaction du patient.

Les résultats de cette revue pour les piliers supra-implantaires, ont permis de retenir 6 études rentrant dans les critères d'inclusion, ce qui représente 138 piliers unitaires sur 101 patients sur une période de 2005 à 2012, avec des piliers en titane, oxyde d'alumine, et zircon, dont certain pilier hybride titane et zircon. Les piliers ont été réalisés grâce à trois systèmes de CFAO différents: Procera (Nobel Biocare), Straumann, et ZirconZahn.

Sur ces piliers, le taux de survie est de 100% et celui des couronnes supportées par ces piliers de 99,8%. Alors qu'aucune complication n'a été rapportée pour les piliers CFAO, la plupart des études rapportent un faible taux d'écaillage sur la céramique de ces couronnes.

En revanche en ce qui concerne le prix des piliers implantaires par rapport aux piliers conventionnels, aucune donnée n'a permis de renseigner le degré de rentabilité des coûts.

Sur du court et moyen terme, peu de complications sont rapportées pour les piliers CFAO même dans les secteurs postérieurs, ce qui prouve que ces piliers démontrent des performances cliniques acceptables sans incidence sur les fractures ou la perte de vis. De plus, même si des fractures de céramiques sont rapportées sur les couronnes supportées par ces piliers elles restent comparables aux piliers conventionnels.

Quant aux qualités esthétiques dues au choix du matériau sur le résultat final, l'étude de Zembic et al. établi qu'autant le titane que la zircon, induisent un changement de couleur de la muqueuse par rapport à la dent naturelle. Ceci est en contradiction avec une autre étude de Bressan et al. qui rapporte moins de changement avec le zircon que le titane, cette étude n'étant pas incluse dans la revue car la durée de mise en place des piliers était trop courte.

Les différences obtenues dans ces résultats s'expliquent par des épaisseurs de muqueuse péri-implantaires différentes autour des piliers, ce qui représente un biais de comparaison. (78)

Cette revue permet de confirmer que la CFAO représente une technologie qui facilite la réalisation de travaux aux résultats prévisibles, autant pour des cas unitaires que pour des cas complexes. De plus, en comparaison avec des techniques conventionnelles, la réalisation de pilier et armature donne des résultats comparables autant pour la survie de l'implant, que de la prothèse, et sur les plans techniques, biologiques et en termes de complications. Par ailleurs les piliers CFAO présentent un taux de survie comparable aux autres types de piliers.

Une des difficultés mise en avant par les auteurs lors de cette revue, fut que la plupart des investigations menées dans les études, visaient à évaluer les aspects techniques du traitement implantaire, et non l'évaluation de la prothèse CFAO, ce qui a rendu l'extraction des données délicate .

Un point important soulevé dans cette revue, concerne la définition de la CFAO, car grâce à l'évolution des techniques, la dernière génération de CFAO donne la capacité au clinicien ou technicien de personnaliser entièrement les contours du pilier sans intervention humaine, à la différence des «anciennes» techniques passant par le scannage d'un modèle en cire. Les auteurs préconisent ainsi de faire la différence entre les deux, lorsqu'une intervention manuelle intervient, pour avoir une meilleure lisibilité des résultats, c'est pourquoi dans cette revue ont été exclus les articles concernant les techniques aidées manuellement et celles pour lesquelles une intervention manuelle est survenue après la réalisation CFAO. (78)

On peut également examiner la capacité des piliers réalisés en CFAO à apporter une amélioration supplémentaire sur les tissus péri-implantaires.

En 2012, Borges et al. ont conduit une étude rétrospective sur 19 patients, afin de déterminer l'influence de piliers réalisés par CFAO, dans la région maxillaire antérieure pour des édentements unitaires, sur la présence de papilles interdentaires. Cette étude a retenu des piliers mis en fonction sur une période de 6 mois à 2 ans, avec un point de contact, et une dent controlatérale, les implants ayant bénéficié d'une chirurgie régénératrice n'ont pas été retenus. Les matériaux utilisés pour les piliers, étaient soit de la zircone soit, du titane et de l'or.

Les résultats de cette étude, dont le taux de succès est de 100%, relatent comme conclusion, que les piliers réalisés en CFAO apportent des résultats prévisibles, et améliorent l'esthétique ainsi que la présence de papilles interdentaires dans la région antérieure maxillaire. Avec comme restriction que ces bons résultats dépendent aussi grandement du bon placement tridimensionnel de l'implant. (79)

En 2014, Lops et al., ont étudié l'influence du type de pilier, standard, ou personnalisé, sur le maintien des limites cervicales, pour des édentements unitaires antérieurs, pour deux sortes de matériaux, titane et zircone.

Cette étude conduite sur deux ans, pour laquelle aucun implant n'a été perdu, et seulement un pilier en zircone réalisé par CFAO, a permis de mettre en évidence une meilleure stabilité des tissus mous et des limites cervicales, pour les piliers réalisés par CFAO. De plus les auteurs mettent en avant, une différence significativement plus importante et de meilleurs résultats pour les piliers anatomiques en titane, lorsqu'on les compare aux piliers standards (79).

2.3.2.2. Le pilier hybride sur base titane réalisé par ordinateur.

Le pilier base titane ou Ti-base, est un pilier hybride, qui va associer une base en titane usinée, dont les dimensions et formes sont fournies par le fabricant, et qui est adaptée au type de connexion de l'implant, interne ou externe, l'autre partie sera adaptée à la situation des tissus mous environnants, les deux sont réunis par collage. La future restauration implantaire sera ensuite soit collée soit scellée par-dessus.

Ce procédé peut être réalisé par CFAO, et permet de confectionner des pièces de haute précision, dans des matériaux comme, la zircone et le disilicate de lithium

Exemple de pilier hybride, zircone sur base titane réalisé par ordinateur: le Ti-BaseTM de SironaTM. (81) (82)

La numérisation de la couronne et du pilier s'effectue au cours de la même étape clinique, grâce au procédé de scannage optique «scan body».

Dans un premier temps, une empreinte en bouche avec le Ti-Base et le scan body est réalisée pour enregistrer la position de l'implant, une seconde empreinte avec le Ti-base seul est effectuée, pour enregistrer cette fois-ci la position des tissus mous et du profil d'émergence.

Une fois les données transmises et traitées par le logiciel de CFAO, la phase d'usinage peut commencer. Préalablement il aura fallu choisir le bloc d'usinage pour le pilier ainsi que pour la couronne.

Le corps du pilier en céramique conçu et usiné par CFAO et l'embase titane standard sont assemblés par collage au laboratoire, et les finitions sont pratiquées.

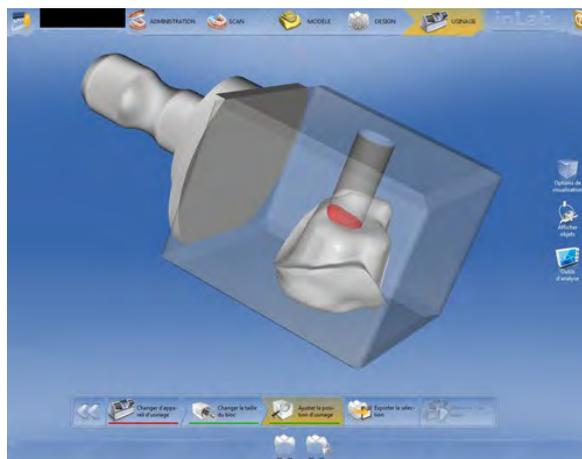


Illustration 15: Modélisation dans le bloc d'usinage du futur pilier en céramique avant usinage (115)

Cette technique présente de nombreux avantages:

- couronne et pilier présentent un ajustage optimal, lorsque les deux sont réalisés dans le même temps.
- l'angulation du pilier peut être choisie.
- en postérieur il est possible de réaliser une limite supra gingivale et ainsi maîtriser les excès de ciment lors de la pose d'une couronne scellée.
- en cas de fracture du pilier il est possible de renouveler la suprastructure.

Malgré tout cette technique est difficile à mettre en œuvre lorsque la collerette gingivale péri-implantaire est profonde, rendant difficile la lecture de l'épaule.

De plus, en fonction des fournisseurs, certains systèmes sont fermés, et ne peuvent être réalisés qu'en utilisant la gamme de produits et la ligne de production fournie par le constructeur.

Résumé

Quel que soit la technique utilisée pour réaliser le pilier, les caractéristiques du matériau devront être bien maîtrisées, afin d'obtenir des résultats esthétiques et fonctionnels, qui respectent les tissus mous et durs péri-implantaires, et garantissant la pérennité de l'implant, sans en altérer ses caractéristiques initiales. L'adhésion des tissus péri-implantaires, à la surface de l'implant et du pilier, reste controversée et même s'il n'y a pas vraiment d'attache à proprement parler, les cellules épithéliales et fibroblastiques peuvent proliférer sur certaines surfaces comme le titane.

Le titane initialement considéré comme un « gold standard », se voit concurrencé par le zircon, bien que cela pose question quant à l'usure de l'interface lorsque que l'implant est en titane.

Grâce à l'avancée des technologies dans le domaine de la conception et de la fabrication assistée par ordinateur, il devient plus facile d'avoir accès à des piliers anatomiques adaptés à chaque situation clinique, et de les réaliser. De plus les méthodes de travail sont reproductibles et procurent un meilleur contrôle des matériaux.

L'apport de ces techniques en facilitant la mise en œuvre et en donnant des résultats prévisibles, ouvrent de nouvelles perspectives et permettent d'envisager une application plus large et systématique. Ces nouvelles techniques de CFAO apportent des avantages en terme de gain esthétique, et facilite la conception, cependant le rapport en terme de coût reste peu évalué.

III.LA CONNECTIQUE.

A l'interface entre implant et pilier, la connectique va jouer un rôle très important car ses enjeux sont liés à la stabilité des tissus mous péri-implantaires en assurant la bonne santé de l'espace biologique. (6)

Par son rôle de transition entre implant et pilier, au sein de l'espace biologique, la connectique, va devoir remplir certaines qualités indispensables:

- d'une part la solidité et la biocompatibilité, par les matériaux, comme vu précédemment.
- d'autre part, l'herméticité, pour minimiser le micro-gap et sa potentielle colonisation bactérienne.
- mais aussi la rigidité, afin d'éviter tous micro-mouvements néfastes, autant sur un plan mécanique (fracture, dévissage) que sur le plan biologique (diffusion bactérienne par pompage et relargage)
- et enfin assurer la transmission des forces occlusales.

Dans les implants en deux étages la santé des tissus péri-implantaires, va être tributaire des contraintes mécaniques et biologiques auxquelles sont soumises ces connectiques.

3.1. Description.

La restauration implantaire est constituée dans les implants à deux étages, par la réunion des différentes parties que sont l'implant, le pilier et la couronne.

Cet assemblage crée des jonctions qui donnent lieu à une certaine dynamique, mécanique et biologique.

La connectique ne concerne que l'implant et la suprastructure, la prothèse ne rentrant pas en compte.

L'emboîtement de l'implant et du pilier au moyen d'une connexion à surface usinée peut se faire au travers de la vis ou d'un système de cône morse, de plus il s'associe généralement d'un système anti-rotationnel permettant de retenir le pilier dans une position fixe et précise.

On distingue plusieurs configurations polygonales non exhaustives dont les plus courantes sont les suivantes.

D'une part les connexions à épaulement externe hexagonal qui est la forme la plus répandue dans ces connexions.

D'autre part les connexions à épaulement interne:

- l'hexagone interne.
- l'octogone interne.
- polylobée interne.
- le cône morse ou connexion conique, avec le cône morse pur et le cône morse anti-rotationnel.

Certaines formes uniques et complexes associent, par exemple un hexagone et un

dodécagone interne.

Le type de connectique, externe ou interne, et le type de géométrie, pourra avoir un impact sur certains facteurs tels que:

- le dévissage
- la résistance à la fracture
- la répartition des forces biomécaniques
- et enfin la perte osseuse marginale

3.1.1. Les connectiques externes.

Dans les connectiques externes, la partie mâle est constituée par la plateforme de l'implant et la partie femelle par le pilier.

Le repère de positionnement peut être un hexagone, ou un octogone par exemple, mais de nombreuses formes existent suivant les fabricants.

Ce type de connexion présente l'avantage d'être d'une grande souplesse, cependant une radiographie de contrôle est nécessaire pour contrôler l'adaptation.

Le risque d'une mauvaise adaptation est d'entraîner des problèmes de dévissage. (36)

La connexion externe hexagonale, est la forme géométrique la plus ancienne, représentée dans le schéma suivant. La partie mâle est représentée par un hexagone, associé à un pas de vis central.

La hauteur de l'hexagone ainsi que le diamètre de la vis de centrage ont des dimensions qui varient en fonction des fabricants. (83)

De plus il existe des formes d'hexagones crénelés qui permettent d'augmenter le système anti rotationnel. (84)



Connexion
hexagonale externe

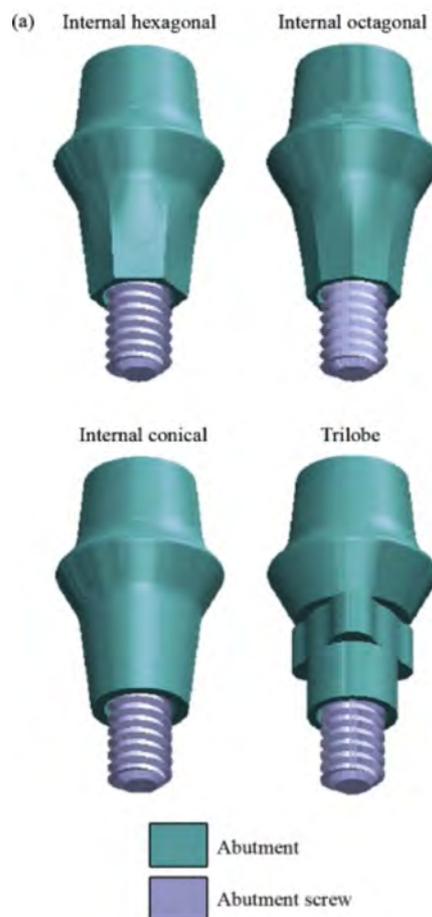
Illustration 16: Connexion hexagonale externe (116)

3.1.2. Les connectiques internes.

Le pilier prothétique constitue la partie mâle et l'implant la partie femelle. De la même façon, il existe de nombreuses formes géométriques qui servent de repère positionnel. Le nombre de faces du polygone étant proportionnel au nombre de positions du pilier. Il présente l'avantage d'être simple à manipuler.

Les forces importantes exercées sur le col implantaire peuvent paraître un inconvénient, mais suivant le matériau utilisé et l'épaisseur résiduelle des parois, ce désavantage est à moduler. (36)

Le positionnement du système anti rotationnel va être imposé par le centrage de la face vestibulaire de la future couronne, et plus le nombre de positions est restreint plus le positionnement devra être précis. (26)



a. hexagonale, b. octogonale, c. conique, d. trilobée ; en bleu le pilier, en gris la vis

Illustration 17: Différentes connectiques internes (102)

- Les connexions à hexagone interne:
Elles permettent un repositionnement du pilier facilité et fiable, dans cette connexion, l'hexagone se trouve dans la partie interne de l'implant.
Il présente une grande solidité et le taux de dévissage est faible.

- Les connexions à polygone interne:
Le polygone interne permet d'augmenter le nombre de positions du pilier.

- Les connexions coniques ou de type cône morse:
Ce type de connexion a été créé en réponse aux problèmes de dévissage, il permet un assemblage des pièces par friction, grâce à une connexion de forme cylindrique de conicité de 3 à 4 degrés, jusqu'à un maximum de 5, avec une hauteur minimale de 2 mm. (84)
Cette friction entraîne l'absence d'espace entre les composants et l'on parle de «soudure à froid» .
Les cônes morse purs ne présentent pas de vis tandis que ceux qui sont modifiés en ont une. (85)
Il n'y a pas de repère de positionnement, mais parfois un polygone interne peut être associé, ce qui peut représenter l'inconvénient majeur, car en l'absence de celui-ci une clé de repositionnement est nécessaire.
Dans le concept de base, il n'y a pas de système anti-rotationnel, ce qui rend compliquée l'étape de serrage et en fonction du couple, le pilier peut adopter plusieurs positions. C'est pour cela que des piliers associant cône morse et système anti rotationnel ont vu le jour.
L'avantage de ce type de connexion est la solidité qu'il confère grâce à la qualité de la liaison mécanique. Le dévissage du pilier est impossible si le torque est respecté.
De plus ce type de connexion ne présente pas, à priori, de micro gap à l'interface pilier-implant ce qui rend la jonction hermétique, et limite la prolifération bactérienne et l'inflammation péri-implantaire en favorisant la stabilité des tissus mous. (86)

3.2. Le concept du platform switching.

De nombreuses études ont montré une perte osseuse marginale autour des implants de 1,5 à 2mm dans la première année qui suit la restauration prothétique. Pour éviter ce remodelage osseux, des piliers prothétiques de type platform switching ont été développés. (87)

Le platform switching est un pilier sous dimensionné par rapport au diamètre de la plate-forme de l'implant, qui associe généralement une connectique cône morse et un positionnement infra-osseux.

Entré dans la pratique dentaire dans les années 1991, il faudra attendre 2006 pour que le concept soit décrit par Lazzara et Porter, dans le but de répondre au phénomène de résorption osseuse et à la modification des tissus mous péri-implantaires, faisant communément suite à la mise en place du pilier implantaire et la mise en charge de l'implant. (88)

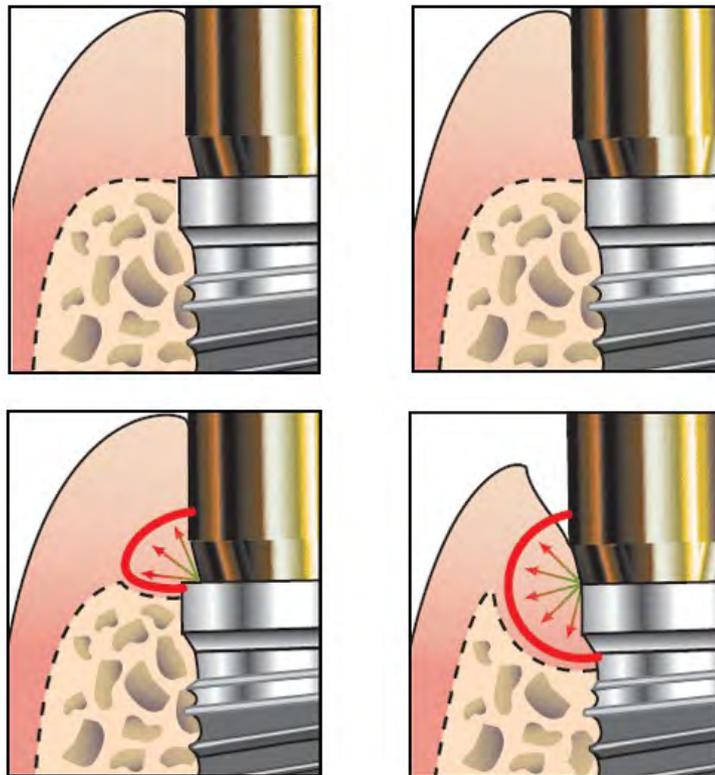
Le terme platform switching s'oppose au concept conventionnel de «platform matching» où le diamètre du pilier et celui de la plate-forme implantaire sont identiques.

Le sous dimensionnement du pilier crée un décalage dans le sens horizontal qui va permettre d'une part, aux tissus mous d'adhérer à la plate-forme implantaire et d'autre part de déplacer l'interface pilier/implant à distance de l'os.

Le concept du platform switching dans sa conception est censé apporter comme avantages: (35)

- l'augmentation de la sertissure gingivale péri implantaire autour du pilier et créer ainsi un joint torique qui établit une barrière contre les agressions externes.
- de redistribuer les contraintes occlusales de manière plus harmonieuse à l'os
- et de diminuer la lyse osseuse en réduisant l'angle de propagation de l'infiltrat bactérien autour de l'interface péri-implantaire.

La notion de diminution de la lyse osseuse, est expliquée par la réduction de la zone d'exposition de l'infiltrat inflammatoire chronique, présent à l'interface pilier/implant, d'un champ de 180 degrés d'exposition des structures tissulaires et osseuses à seulement 90 degrés ou moins comme on peut le voir sur le schéma suivant. (88)



à gauche platform switching et à droite un joint classique

Illustration 18: Différence de diffusion bactérienne et de lyse osseuse au niveau d'un joint platform switching et d'un joint classique(122)

La résorption osseuse peut se justifier par la nécessité d'une part de recréer un espace biologique mais aussi par les contraintes mécaniques générées par la mise en charge de l'implant.

Les hypothèses avancées pour expliquer la diminution de cette lyse osseuse autour des piliers platform switching sont nombreuses, et certaines études remettent même en cause l'apport de ce concept sur la technique conventionnelle.

Hürzler et al. en 2008, conclut que le concept du platform switching semble capable de limiter la résorption crestale et de préserver le niveau osseux péri-implantaire de manière significative par rapport aux piliers de même diamètre que l'implant, au bout d'un an après la mise en place de la restauration. La limite de cette étude étant la quantité faible de l'échantillon.(87)

Cette conclusion, est confirmée par l'étude de Wagenberg et al. de 2010, qui est la plus longue étude prospective réalisée à ce jour sur les piliers à platform switching. Dans cette étude menée de 1992 à 2006, la survie des implants ainsi que que le niveau osseux ont été suivis durant un minimum de 11 ans. Et les résultats de celle-ci confirment le concept de préservation osseuse. Toutefois aucun cas témoin n'a été suivi de manière concomitante. (89)

Atiel et al. dans une revue de la littérature de 2010, concluent que le platform switching, préserve le niveau d'os et la stabilité des tissus péri-implantaires, et va plus loin en ajoutant une corrélation entre, le décalage du bord de l'implant et du pilier, et l'importance de la résorption osseuse. Quand l'éloignement entre le bord de l'implant et du pilier est important alors la résorption est faible, mais aucun consensus sur ces dimensions n'est avéré. Le décalage de la plateforme implantaire et du pilier, pourrait permettre la présence d'un espace plus large, permettant à l'espace biologique de se développer horizontalement mais aussi favoriser une meilleure distribution des contraintes mécaniques à l'interface implant-os. (90)

Pourtant Crespi et al. en 2009, dans une étude menée sur 24 mois comparant un pilier à connexion externe hexagonale, et une connexion de type platform switching, concluent que des implants mis en place en post-extractionnel et mis en charge immédiatement, représentent une procédure prévisible et sans différence sur le niveau osseux entre une connexion conventionnelle et une connexion platform switching. (91)

Al-Nsour et al. dans une revue de 2012 sur la préservation de l'os crestal, concluent que les piliers au diamètre plus faible que la plateforme implantaire correspondante, exercent un rôle bénéfique dans la préservation du niveau osseux, mais que cependant, certains autres facteurs pourraient rentrer en compte dans l'interprétation de ces résultats (position apicale de l'implant, la micro-texture du col implantaire et degrés de décalage entre le pilier et l'implant) (77).

Ainsi dans ces différentes études, l'apport du platform switching, semble être bénéfique, ou nul sur la lyse osseuse, et d'autres facteurs concomitants à l'origine de ces bons résultats. Comme on pourra le voir plus loin au travers des analyses d'éléments finis, la différence de répartition des contraintes occlusales, à l'os cortical peut être un des facteurs en faveur de la diminution de la lyse osseuse péri-implantaire.

D'autre part il est possible d'associer un pilier platform switching et un pilier à profil concave comme on peut le voir sur le schéma suivant.



à gauche, platform switching, à droite platform matching
Illustration 19: Pilier associant le concept du platform switching et un pilier concave (125)

3.3. Les enjeux biologiques et mécaniques de la connectique.

La position de l'interface implant/ pilier dans les implants en deux étages, va tenir une place importante dans le remodelage tissulaire.

Tous les systèmes implantaires en deux étages possèdent un micro-hiatus (ou un micro gap), allant en moyenne jusqu'à 49 microns entre l'implant et le pilier. Un micro gap irrégulier ou important peut conduire à des complications mécaniques ou des lésions biologiques. Si l'adaptation de l'implant et du pilier n'est pas précise, des micro-mouvements et des échecs mécaniques comme la fracture du pilier ou la perte de la vis peuvent survenir, ce qui va diminuer la durabilité de la restauration implantaire.

De même une asymétrie ou une carence dans l'adaptation au niveau de l'interface, peuvent conduire à l'accumulation de bactéries, à une péri-implantite, et donc à un potentiel échec implantaire.(93).

On distingue deux types de micro-hiatus:

- un, qui est intrinsèque à la connectique, qui est lié à l'usinage des pièces et à la qualité de l'adaptation entre les composants.
- L'autre, qui est provoqué par les micro-mouvements entre le pilier et l'implant.

3.3.1. Les enjeux biologiques.

La plupart des implants dentaires sont constitués de deux parties principales, l'implant endo osseux et le pilier prothétique trans-muqueux. Le micro-hiatus entre les deux peut causer une diffusion microbienne entre l'intérieur de la connectique implantaire, et les tissus péri-implantaires.

Trois à six mois après le placement de l'implant, on retrouve certaines bactéries anaérobies dans les poches péri-implantaires: *Fusobacterium nucleatum*, *Prevotella intermedia*, *Prevotella nigrescens*, *Porphyromonas gingivalis*, *Actinobacillus actinomycetemcomitans*, et des spirochetes. et la taille d'une bactérie variant de 0,2 à 5 microns. L'accumulation de bactéries, et des produits de dégradation générés par celles-ci à l'interface pilier/ implant, peut causer une augmentation du nombre de cellules inflammatoires dans les tissus péri-implantaires, ce qui risque d'entraîner une perte d'os crestal, première cause d'échec implantaire.au long court.(93)

Comme nous avons pu le voir précédemment, la stabilité des tissus mous et durs autour de la restauration implantaire, est nécessaire tant à son intégration esthétique et fonctionnelle, qu'à la pérennité du projet prothétique.

La mise en évidence du micro gap peut se faire par deux approches:

- soit en utilisant des micro-rayons X pour des micros-radiographies in vitro où seulement les connexions bout à bout sont visibles, étude de Zipprich et al. 2007. Dans cette étude in vitro, l'interface avec une connexion conique n'avait pas été rapportée, par la même sa non existence en avait été déduite. (94).
- soit en utilisant la méthode des éléments finis, dont l'analyse permet de modéliser mathématiquement le comportement dynamique de certains systèmes physiques.

Rack et al. en 2010, ont utilisé une nouvelle technique, dans une étude in vitro, pour chercher à mettre en évidence la formation du micro gap à l'interface d'une connexion conique sous différents cycles de charge.

L'utilisation de rayons X monochromatiques de rayonnement synchrotron pour réaliser des micros-radiographies, a permis pour la première fois de visualiser le micro gap dans une connexion interne conique, comme on peut le voir dans le schéma qui suit. De même que dans d'autres études, ils confirment que la taille du micro gap n'est pas corrélée au degré d'inflammation, mais que c'est plutôt l'existence de celui-ci qui semble influencer l'environnement péri-implantaire. (94)

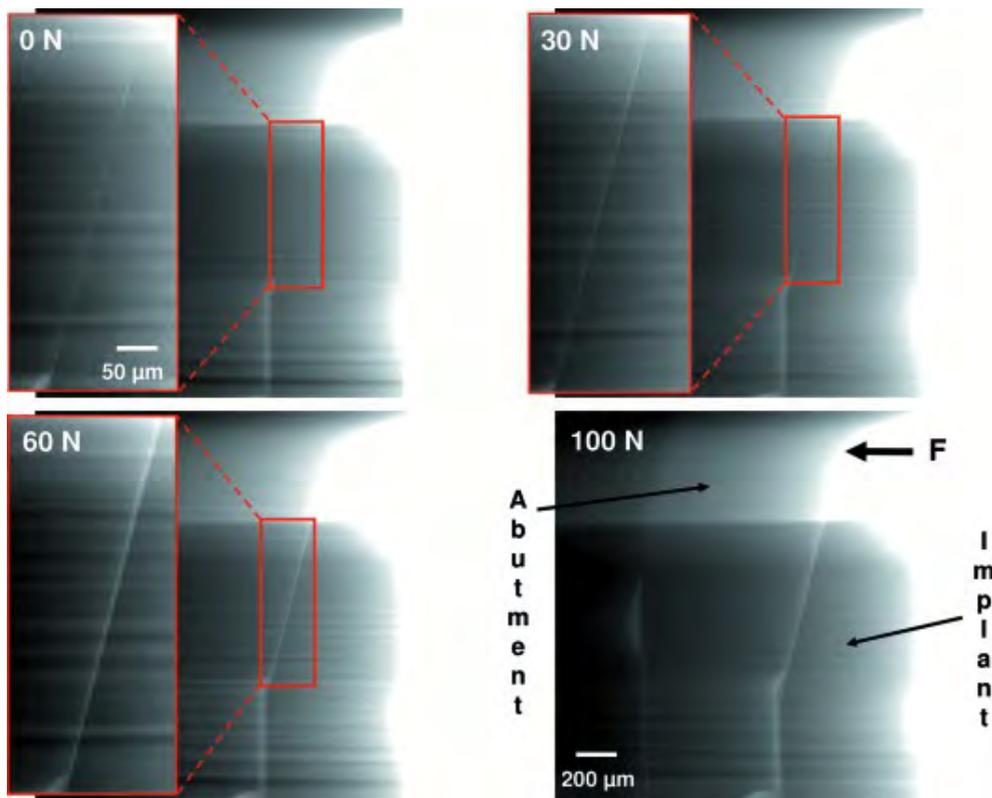


Illustration 20: Image du micro-gap dynamique entre le pilier à connexion conique, et l'implant, soumis à différentes forces (94)

La raison pour laquelle une perte osseuse accélérée survient autour des implants enfouis en deux parties dans la première année après la restauration n'est pas établie, mais une des possibilités mise en évidence est le rôle du micro gap entre les composants, dans

ce processus.

Il a été montré que la perte d'os crestal allant jusqu'à 2 mm, survient pour les implants en deux étages enfouis suivant la localisation du micro gap, alors que pour les implants non enfouis en une pièce une résorption minimale, voire aucune résorption n'est rencontrée. Or dans ces implants aucun espace n'existe au sein de la crête osseuse.

Le mécanisme précis responsable du remodelage osseux dans les implants en deux pièces n'est pas précisément connu, mais l'hypothèse d'une colonisation bactérienne du micro-gap, des micro-mouvements du pilier, ou une interruption de l'apport sanguin quand le pilier est placé de manière trans-muqueuse ont été envisagés. (95)

De plus cette résorption n'est pas non plus observée autour des implants dormants quand l'exposition à la colonisation bactérienne et la mise en charge est absente, ce qui tend à appuyer cette théorie. (96)

La connaissance du phénomène de lyse osseuse liée à la présence d'un micro gap n'est pas identifiée, mais il a été précédemment mis en avant, qu'elle pouvait être due à l'existence d'une contamination par les bactéries présentes à l'interface pilier-implant et aux micro-mouvements. De plus, des espaces et des cavités ont été décrits dans les implants en deux pièces même avec une bonne adaptation marginale des composants implantaires, ils constituent des espaces creux qui sont des pièges pour les bactéries qui peuvent causer une inflammation dans les tissus mous.

Les différentes études menées ont cherché à mettre en évidence, le lien entre la **présence du micro-gap et la résorption osseuse**, mais aussi le **rapport entre position du micro gap et niveau osseux**, sur l'importance de la résorption, et enfin, les liens possibles entre **taille du micro-gap et quantité d'os perdu**.

Ainsi Hermann et al. en 2001, ont montré qu'il n'y avait pas de relation de proportionnalité entre la quantité d'os crestal perdu et la taille du micro gap, mais que l'existence du micro gap jouait un rôle, car lorsqu'on soudait le pilier à l'implant avec un laser, ceci entraînait une diminution significative de la perte osseuse. De même, la perte osseuse survenait pour les implants en deux pièces, même pour de très petits micro gap (moins de 10 microns) quand ils étaient associés aux mouvements de composants implantaires. (97)

Dans une autre étude de 2001, Hermann et al. ont comparé l'espace biologique d'implant en une pièce et en deux pièces enfouis ou non sur des canines mandibulaires de chien. Les résultats de cette étude montrent que les dimensions des tissus mous péri-implantaires évalués histo-morphologiquement, sont significativement influencés, par la présence ou l'absence d'une interface entre l'implant et le pilier, et que la localisation de l'interface est en relation avec la perte d'os crestal.

De plus il n'y a pas de différence dans les dimensions des tissus mous péri-implantaires en comparant la technique des implants enfouis ou non. Par ailleurs, pour les implants en une pièce, la gencive marginale est localisée significativement plus coronairement, cela signifie que le facteur important qui influence la dimension des tissus mous est la présence ou l'absence d'un micro-gap entre les composants, et non la technique utilisée (enfouissement ou non de l'implant).(8)

L'étude de Piattelli et al. en 2003 sur le singe, confirme les résultats de Hermann et al. en 2000 (98), qui ont montré que si le micro gap est déplacé apicalement vers la crête

alvéolaire, de plus grandes quantités de résorption étaient présentes.

En accord avec Hermann et al. le remodelage osseux ne dépend pas de la technique chirurgicale, que l'implant soit enfoui ou non. De plus l'étude montre que le remodelage osseux n'est pas dépendant de la mise en charge immédiate ou non, et qu'il ne dépend pas non plus de l'insertion en post-extractionnel. (95)

Yi et al. en 2010, ont étudié la relation entre le positionnement du micro hiatus par rapport au niveau osseux, et l'état du niveau osseux suite de la mise en place du pilier au bout d'un an. Les conclusions de cette étude confirment une perte moyenne de 1,47mm pour tous les positionnements: infra-osseux, juxta osseux, supra osseux. Et donc l'impact du micro-hiatus sur l'os. Les valeurs les plus importantes de cette perte osseuse sont obtenues pour le positionnement sous créal du hiatus et les valeurs les plus faibles pour le positionnement supra créal, ce qui pointe le rôle du positionnement du micro-hiatus. (99)

Todescan et al. , en 2002, ont également évalué les dimensions et relations qu'entretiennent les tissus mous péri-implantaires bordant les implants en deux parties, ostéo-intégrés et placés à différentes profondeurs dans l'os sur le chien. Les résultats montrent à l'inverse que lorsque le micro-hiatus entre l'implant et le pilier est placé plus profondément au niveau osseux aucune résorption osseuse additionnelle ne survient. Cependant dans cette étude les piliers ne sont pas soumis à des conditions de charge, et la période d'étude seulement de trois mois. (100)

La qualité de **l'herméticité** des connectiques a aussi été étudiée au travers différentes études statiques et dynamiques, afin de déterminer dans quelle mesure la connectique était **étanche** vis à vis de la **diffusion bactérienne**, mais aussi quels facteurs, comme les **micro-mouvements**, étaient susceptibles de **modifier le micro-gap**, et donc favoriser la diffusion de fluide entre composants prothétiques et tissus péri-implantaires.

Fauroux et al en 2013, ont testé l'herméticité des connectiques, grâce à la diffusion d'azote à travers les connexions de soixante-huit implants, ceux-ci parmi 13 types différents, et ont été comparés. Les conclusions de cette étude mettent en évidence l'absence de corrélation entre l'herméticité de l'interface et le couple de serrage. Et surtout de manière surprenante, que les différences obtenues sont liées à la précision d'usinage plus qu'au type de connectique. De plus pour un même type d'implant, la précision d'usinage est susceptible de varier pour un même lot de fabrication. Cependant cette étude reste une étude statique in vitro.(101)

L'existence d'une **diffusion bactérienne** entre les composants prothétiques du pilier et de l'implant par l'intermédiaire de la vis à aussi été rapportée. Et les auteurs ont cherché à mettre en exergue si le type de micro-organismes retrouvés à l'intérieur de l'implant pouvait être associé à la résorption osseuse durant la première année.

Quiryman et al. en 1993, dans une étude sur les implants Brånemark en deux étages ont voulu mettre en évidence la présence de micro-organismes dans la partie interne d'implants sur des patients partiellement édentés et édentés totaux. Dans cette étude, la mise en place des piliers est effectuée après ostéointégration des

implants sur des patients sans pathologie générale, ni parodontale, avec une bonne hygiène et sans prise d'antibiotiques dans les 6 mois. Des piliers stériles sont mis en place après décontamination du site implantaire.

Après 3 mois l'échantillonnage microbien est réalisé sur la partie apicale de chaque vis et observé par microscopie en contraste de phase. Les résultats montrent que toutes les vis portaient une quantité significative de micro-organismes, majoritairement des coques 86,2% et des bâtonnets non mobiles 12,3%. L'origine la plus probable, mise en avant, de cette contamination est une fuite microbienne dans l'interface entre le pilier et l'implant. De plus les auteurs concluent que cette fuite microbienne peut être responsable de la perte osseuse de 1mm observée durant la première année de fonctionnement, en émettant la réserve que la concentration des forces occlusales peut aussi jouer un rôle.(96)

Les résultats d'une étude menée par Smith et al montrent qu'une fuite bactérienne se produit dans tous les spécimens étudiés, quel que soit le matériau et le torque de vis appliqués. Et que l'augmentation du serrage du pilier zircone de 20 à 35 Ncm par rapport aux données constructeur, diminue la taille du micro gap, ce qui suggère une meilleure adaptation entre le pilier et l'implant.

L'application clinique qu'ils en déduisent, est que des bactéries s'accumulent à l'interface pilier/implant quel que soit le matériau, titane ou zircone, et le torque appliqué.(93)

Les micro-mouvements et les forces occlusales qui s'exercent, participent aussi à la formation du micro gap, c'est le micro-hiatus induit, et participent également à la diffusion microbienne. (102)

Le problème des micro-mouvements est, qu'ils favorisent la propagation des bactériennes, par pompage et relargage de colonies bactériennes présentes dans le joint, ainsi que celui des particules issues de l'abrasion du frottement du pilier sur l'implant, dans les tissus péri-implantaires.

3.3.2. Les enjeux mécaniques.

La géométrie de la connectique du pilier joue un rôle dans le transfert harmonieux des forces occlusales à l'os, mais aussi dans la formation d'un potentiel micro gap induit, du aux micro-mouvements entre le pilier et l'implant.

Saidin et al. en 2012 ont analysé les micro-mouvements et la distribution des forces à l'interface pilier/implant pour quatre types de connectiques internes à l'aide de la méthode des éléments finis. Au terme de l'étude les auteurs concluent que les micro-mouvements entre l'implant et le pilier sont dépendants de la géométrie de la connectique, Les connectiques internes hexagonales et octogonales montrent les mêmes modèles de micro-mouvements et de contraintes mécaniques à cause de leur géométrie polygonale. Les connexions internes coniques donnent la plus grande ampleur de mouvement. Les connexions trilobées montrent la plus faible amplitude de mouvements. Cependant si les piliers non cylindriques montrent les plus basses valeurs de micro-mouvements, elles ont tendance à concentrer en leur sommet les forces, et les risques de fracture et donc de

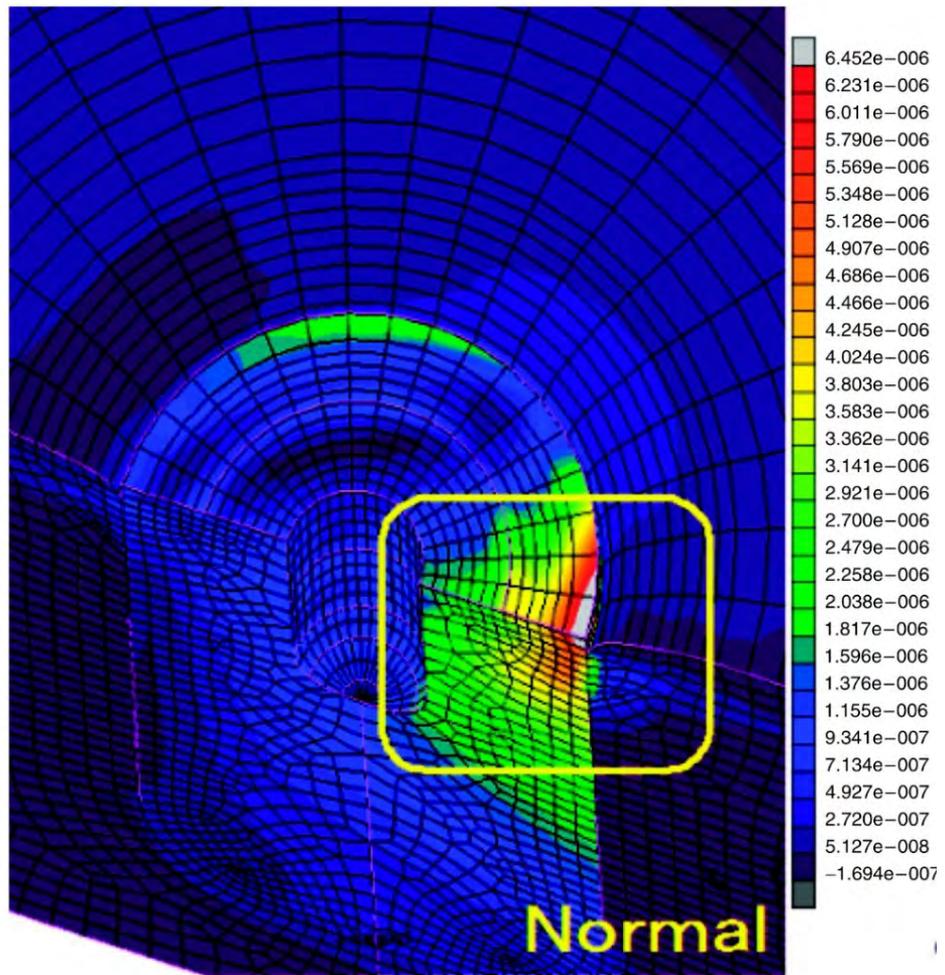
micro-hiatus.(102)

Pour atteindre et maintenir une ostéointégration pour les implants en fonction, la concentration trop importante de forces au niveau osseux doit être évitée.

Dans la littérature, il a été rapporté que la résorption osseuse crestale est liée à une charge excessive exercée et des micro-dommages osseux, ce qui peut conduire à une cratérisation de l'os autour de l'implant. (103)

Maeda et coll. en 2007, ont comparé, grâce à la méthode des éléments finis, les différences de distribution des contraintes mécaniques subies par le pilier, l'implant et l'os pour un pilier à connexion standard et un pilier à plateforme switching.

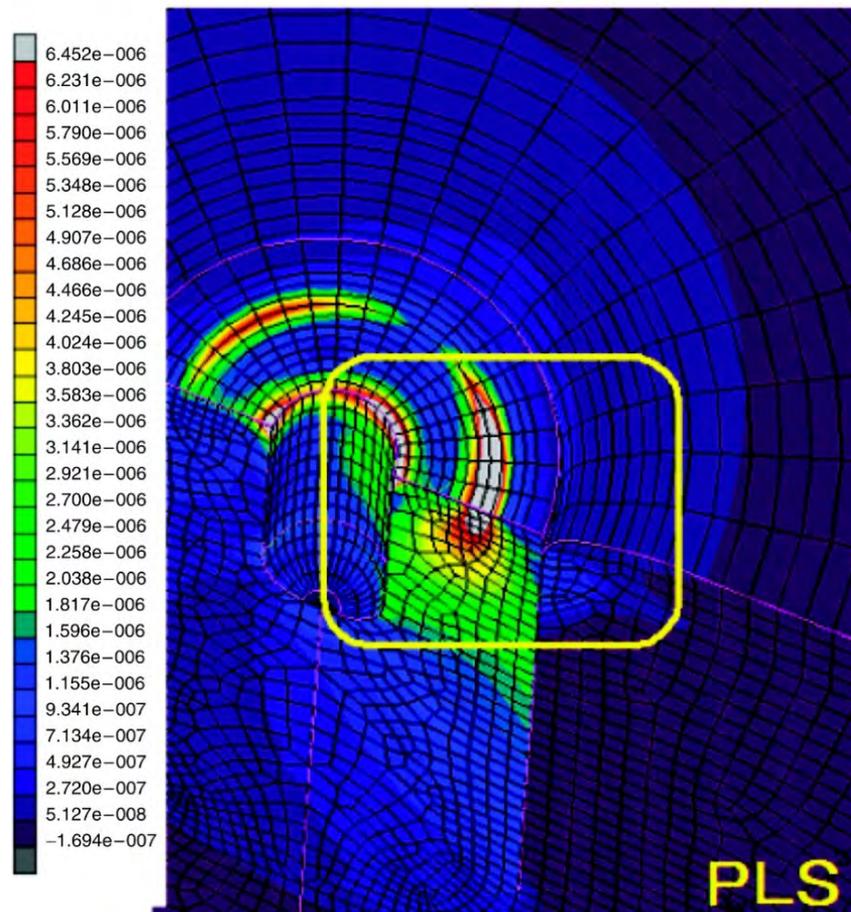
Les résultats obtenus montrent que pour le pilier standard, elles sont dirigées vers les zones externes du sommet de l'implant, alors que pour le pilier plateforme switching elles sont concentrées vers le centre de l'implant comme on peut le voir sur le schéma suivant, ce qui pourrait présenter un avantage biomécanique en éloignant les forces de l'interface pilier/implant. Cela peut cependant aussi être un désavantage en augmentant les forces sur la vis et le pilier. (104)



Normal model

Concentration des forces en rouge sur la partie externe du col implantaire dans un pilier à connexion standard

Illustration 21: Modélisation d'une connexion standard (104)



PLS model

Concentration des forces en rouge sur la partie interne de l'implant dans un pilier à connexion platform switching
Illustration 22: Modélisation d'une connexion platform switching (104)

En 2014, Liu et al., ont également conduit une étude visant, à étudier quantitativement les contraintes subies à l'interface pilier/implant, et la distribution de celles-ci dans l'os péri-implantaire sur deux types de piliers, l'un à platform switching, l'autre de diamètre conventionnel concordant entre pilier et implant en utilisant la méthode des éléments finis. Pour cette analyse, la simulation concernait une région molaire sous pression croissante horizontale et verticale, sur la surface occlusale d'un pilier en alliage titane conçu par CAO sur un implant titane. Les conclusions de cette étude confirment la précédente, bien que les auteurs pointent certaines déficiences dans le modèle de construction de l'étude de Maeda et al. En effet, les résultats apportent que le platform switching réduit les effets de charges externes sur l'os cortical avec une distribution plus uniforme, cependant il augmente aussi la charge sur le pilier, ce qui peut potentiellement conduire à des échecs prématurés. Cependant l'utilisation d'alliage titane peut diminuer ce risque potentiel. Un risque plus grand de fracture implantaire est également souligné, et des piliers utilisant des matériaux de hautes résistances devraient être choisis pour prévenir les fractures des piliers platform switching. (105)

Comme on peut le voir sur le schéma suivant en vert, les forces sont concentrées vers le centre du pilier platform switching, tandis que pour le pilier conventionnel, elles sont réparties sur la partie externe de l'implant et du pilier.

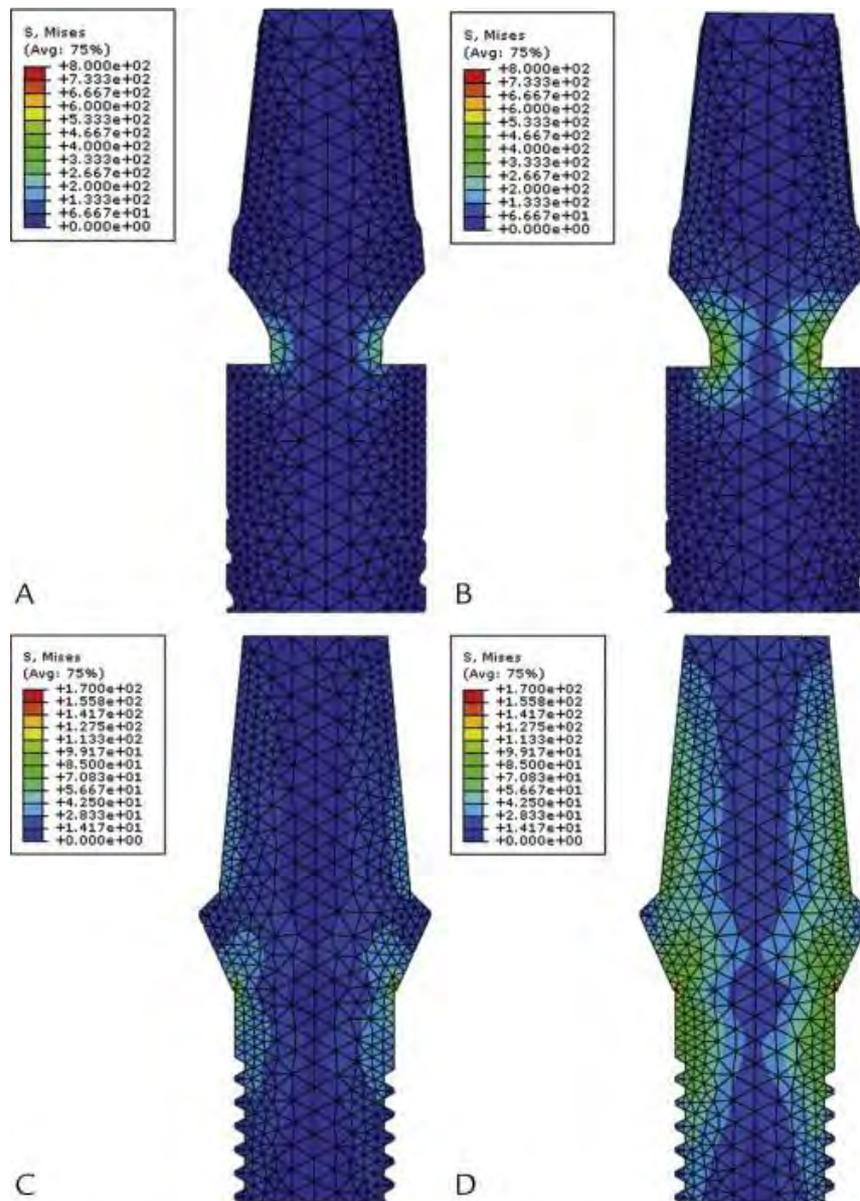


Illustration 23: Distribution des forces au niveau de deux types de piliers sous différents cycles de charge horizontale (105)

a. platform switching sous 50N, b. platform switching sous 100N, c. pilier standard 50N, d. pilier standard 100N

Les implications cliniques de cette étude indiquent que la distribution des forces au niveau de la connexion implant/pilier et dans la région péri-implantaire est dominée par les caractéristiques structurelles de la connexion.

Quant aux micro-mouvements, ils seront déterminés par la rigidité de la connectique, et ceux-ci auront des conséquences biologiques, en favorisant la diffusion bactérienne mais aussi, sur le plan mécanique, avec le risque de dévissage et d'altération de la connectique. (106)

Gracis et al. en 2012 ont réalisé une revue de la littérature, dont le but était d'évaluer l'incidence des complications techniques pour les piliers en métal ou en zircone à connexion interne et externe pour des implants unitaires.

Les résultats montrent, que la connectique ne semble pas influencer la fracture des piliers quel que soit le type de matériaux. Et d'autre part que le type de connectique influence l'incidence du dévissage: il y a plus de vis perdues avec les connectiques externes pour les deux types de matériaux. (107)

Sur le plan mécanique, la connectique, devra donc permettre une répartition harmonieuse des forces occlusale à l'os marginal, et apporter une certaine rigidité, pour s'opposer aux micro-mouvements, qui pourraient entraîner des risques de fracture ou de dévissage du pilier prothétique.

Dans une étude de 2014, Carvalho et al., grâce à la méthode des éléments finis, ont évalué les performances mécaniques et la distribution des forces occlusales, en fonction du type de connexion et du matériau utilisé, pour des piliers unitaires dans la région antérieure. Dans cette étude des connexions internes, externes, et cône morse sont comparées, avec à chaque fois l'utilisation pour le pilier, de titane, zircone et un pilier hybride zircone sur base titane, conçu grâce à l'aide d'un logiciel 3D. Cette première étude des éléments finis, combinant ces différents facteurs sous un cycle de charge simulant le guidage incisif, apporte comme conclusion, que indépendamment du type de connexion et du type de matériau la répartition des contraintes se produit à l'interface pilier/implant. De plus, dans cette analyse, le type de connexion influence plus la distribution des contraintes sur le pilier que le type de matériau utilisé pour celui-ci. La modélisation du pilier hybride, apporte comme résultat, que la présence de titane dans le groupe test hybride, diminue significativement les valeurs de contraintes minimum et maximum sur le corps en zircone du pilier, en comparaison avec le pilier tout zircone. Les piliers hybrides présentant par ailleurs un comportement mécanique similaire à celui des piliers titane, mais meilleur que celui des piliers en zircone. Les résultats corroborent les autres études sur les tests mécaniques, ce qui suggère, de meilleures performances pour les piliers hybrides sur le zircone seul.

L'implication clinique de cette étude, évoque que pour les restaurations unitaires antérieures, indépendamment du type de connexion, les piliers hybrides zircone sur base titane présentent un meilleur comportement que les piliers tout zircone.

Cependant cette étude conseille aussi de mener plus d'études sur l'interface titane/zircone pour étayer ces résultats.(108)

3.4. Connectique et CFAO.

Les possibilités de géométrie au niveau des connectiques entre l'implant et le pilier sont nombreuses, et grâce à la CFAO, il est possible d'usiner ces différentes connectiques dans plusieurs matériaux.

Les connexions piliers /implant englobent les connexions à épaulement externe et interne. Pour les piliers en zircone les connexions peuvent être réalisées au moyen d'un composant métallique secondaire formant ainsi un ensemble de deux pièces, un pilier hybride.

Ainsi dans l'étude de 2012 de Truninger et al. des piliers unitaires en zircone avec différents types de connexions sont testés pour évaluer leurs fractures en charge après les avoir soumis à des cycles de mastication simulant les conditions orales, et leurs moments de fléchissement sont comparés à des piliers en titane identiques à connexion interne.

Les piliers en zircone utilisés sont des piliers personnalisés grâce à la CFAO, par le procédé Nobel Biocare, le pilier servant de contrôle au test est un pilier en titane identique en une pièce avec une connexion interne CARES réalisée par le procédé CARES de Strauman. Les mêmes données ont été utilisées pour produire les différents piliers.

Les autres types de piliers testés sont en zircone :

- en une pièce connexion interne EKTON Strauman.
- en deux pièces connexion interne CARES Strauman.
- en deux pièces, la connexion interne est constituée de titane PROCERA Nobel Biocare
- en une pièce connexion externe PROCERA Nobel Biocare.

Dans cette étude le matériau et le type de connexion du pilier influencent significativement le moment de fléchissement après des cycles de vieillissement et de mastication.

Cette étude conclut que le titane montre le moment de fléchissement plus haut que tous les types de piliers en zircone.

De plus le pilier en zircone en deux pièces à connexion interne a un moment de fléchissement plus élevé que ceux en une pièce à connexion interne ou externe. Ces résultats sont par ailleurs comparables à ceux de Sailer et al. (2009). (48)

L'utilisation d'un composant métallique secondaire influence positivement les performances de la zircone.

Dans cette étude les modes de fractures des piliers varient en fonction du type de connexions:

- Les piliers en deux pièces à connexion interne se fracturent avant leur insert métallique.
- Tous les spécimens avec connexion externe se fracturent au-dessus du col implantaire.
- Les piliers en une pièce à connexion interne se fracturent en dessous du col implantaire dans la partie interne du pilier.

D'autre part aucune fracture d'implant n'a été observée dans les groupes testés.

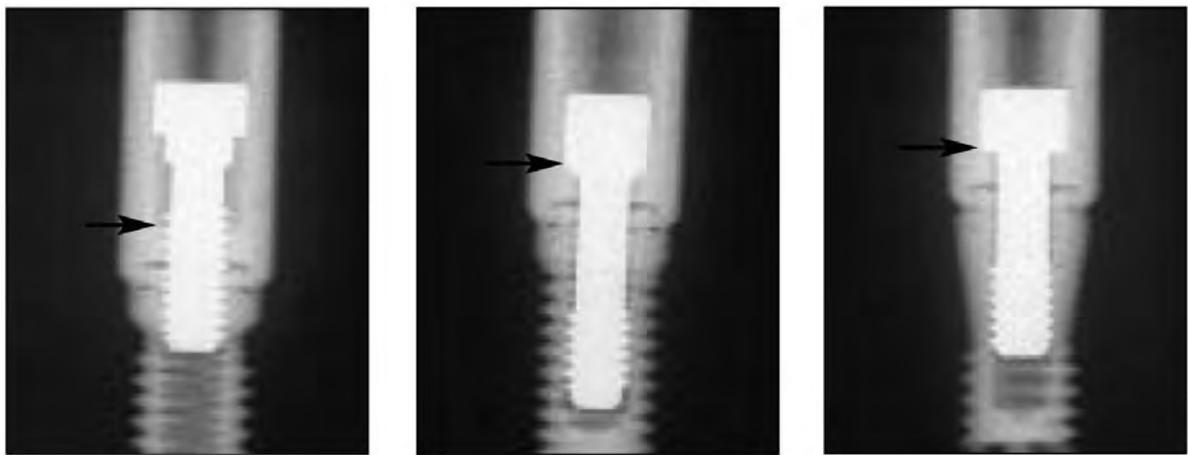
Cependant, dans les groupes des piliers en titane et dans les deux groupes de piliers en zircone avec un composant métallique secondaire, une déformation plastique de l'implant a été notée.

Dans les autres groupes où le pilier est en une pièce à connexion interne, ou externe, le pilier se fracture avant que la déformation survienne.

Au même moment de fléchissement, un pilier en deux pièces peut conduire à l'échec par déformation plastique de l'implant alors que pour les piliers en une pièce à connexion interne et externe, le pilier se fracturera avant, laissant l'implant intact. Cette observation n'a pas de pertinence clinique mais nécessiterait d'être plus évaluée. (109)

A côté du type de connexion, l'épaisseur des parois résiduelles de zircono au niveau de l'interface pilier/implant semblent influencer les performances des piliers en zircono. Constituant ainsi une zone de faiblesse, qui nécessite de déterminer une épaisseur minimale de matériau afin d'atteindre une résistance à la fracture adéquate. (110) (111)

Outre l'adaptation du pilier à l'implant, qui au fil des études, démontre la précision des réalisations par CFAO, le choix de la vis n'est pas anodin, car par son rôle de maintien du pilier à l'implant contribue à la pérennité de l'ensemble. Il faudra donc s'assurer que la vis s'adapte aussi bien au type de pilier anatomique réalisé qu'à l'implant posé. Comme on peut le voir sur les photos suivantes, entre un pilier et des vis de marques différentes l'adaptation n'est pas toujours bonne, même si celle entre l'implant et le pilier l'est. Lors de la réalisation du pilier il faudra donc s'assurer que le diamètre, et la géométrie de la vis conviennent autant à l'implant qu'au pilier.



*de gauche à droite: pilier Procera, vis 3i, implant 3i; au centre pilier procera, vis Lifecore restore, implant Lifecore restore; à droite pilier Procera vis Procera, implant Branemark
Illustration 24: Différences d'adaptation de la vis au sein du même pilier Procera en fonction de la marque de la vis et de l'implant (126)*

Résumé

La connectique est au sein de l'interface pilier-implant et du complexe biologique. Cette situation la place au centre des enjeux biologiques et mécaniques, qu'elle soit réalisée par CFAO ou de manière traditionnelle, elle doit répondre aux mêmes préoccupations que sont:

- le micro-hiatus.
- la prolifération de l'infiltrat bactérien.
- les micro-mouvements.
- et les contraintes mécaniques et occlusales exercées dessus.

Ces différents facteurs étant liés les uns aux autres, les micro-mouvements vont ainsi influencer le micro-gap, en augmentant ses dimensions, s'ils sont trop importants, ce qui participera à la diffusion de bactéries ayant colonisé ce micro-gap. De même pour des forces occlusales mal réparties, la mauvaise répartition des forces aura une répercussion sur l'os péri-implantaire.

Aux travers des différentes études on a pu apprécier l'influence de ces facteurs sur la lyse osseuse péri-implantaire, bien qu'une résorption minimale physiologique soit observée suite à la mise en place du pilier prothétique dans des conditions standards pour tous les types de piliers et leur connectiques. Ce à quoi le concept de platform switching et de cône morse, tente d'apporter une réponse plus favorable sur la lyse osseuse.

La plus grande adaptation entre l'implant et le pilier reste de mise pour assurer une restauration de qualité, résistante et bien intégrée aux tissus péri-implantaires adjacents.

Les modes de perturbation de l'espace biologique par les connectiques peuvent suggérer plusieurs solutions:

- d'une part augmenter la stabilité du pilier, ce à quoi le cône morse peut apporter une réponse.
- déplacer l'interface pilier/implant, par rapport au niveau osseux, en juxta crestal, ou en trans muqueux, enfin, déplacer la jonction au centre de la connexion comme pour le platform switching.
- Ou alors utiliser un implant en une pièce, en supprimant complètement l'interface, cependant cette utilisation rend la restauration prothétique plus difficile.

Conclusion:

Les possibilités pour réaliser le pilier ou l'armature sont nombreuses, et suivant la situation clinique de nombreux paramètres vont intervenir dans le choix du type du pilier.

Pour réaliser un pilier personnalisé plusieurs méthodes sont donc possibles:

- le fraisage ou l'adjonction de matériau sur des piliers pré-usinés
- la réalisation d'une coulée ou sur-coulée de matériau
- enfin la personnalisation assistée par ordinateur

La personnalisation du pilier va permettre de répondre à un plus grand nombre de situations cliniques, en permettant la correction des axes implantaire quand ceux-ci sont défavorables, et ainsi:

- acquérir un profil d'émergence adéquat
- assurer le respect les tissus péri-implantaires
- et obtenir un gain en termes d'esthétique

De plus la CFAO apporte un meilleur contrôle et une plus grande liberté de positionnement des limites cervicales, pour ainsi éviter, les fusées de ciment, qui peuvent être préjudiciables à la reconstitution implantaire.

L'apport de la CFAO dans le domaine des suprastructures est important, car elle ouvre la possibilité de travailler avec plus de matériaux, et permet de réduire les temps de travail et de manipulation, mais autorise aussi la réalisation de la couronne dans le même temps que le pilier implantaire, en garantissant ainsi une grande adaptation entre les deux et une personnalisation du profil d'émergence adapté à l'environnement tissulaire.

Le type de matériau utilisé pour réaliser le pilier va lui aussi jouer un rôle important, grâce à la maîtrise des matériaux par leur composition et leur homogénéité au sein des blocs d'usinage. Outre ses propriétés biologiques essentielles pour la biocompatibilité et l'intégration, il doit répondre aux impératifs mécaniques. D'autant plus que si les matériaux utilisés pour le pilier et l'implant sont différents, les coefficients d'abrasion et les couples de friction, ne seront pas les mêmes, et suivant les caractéristiques du matériau:

- le pilier pourra fracturer avant d'endommager l'implant, mais inversement si l'implant est endommagé avant le pilier, la problématique sera plus contraignante, et la question de la dépose de l'implant pourra être posée.
- Le relargage de particules par usure des composants est aussi un enjeu important, car par effet de micro-pompage dû aux micro-mouvements, des particules vont être ainsi relarguées dans l'environnement péri-implantaire, et leur avenir ainsi que leur innocuité ne sont pas toujours bien connus.

L'adaptation la plus grande possible semble nécessaire entre pilier et implant pour garantir l'intégrité de la reconstitution, mais aussi celle de l'espace biologique environnant.

Pour garantir le succès implantaire, l'étanchéité de la connexion implantaire va jouer un rôle important, en diminuant le micro-gap et les micro-mouvements.

La connectique joue un rôle prépondérant dans la stabilité des tissus mous et durs, car elle entretient des relations intimes avec l'espace biologique.

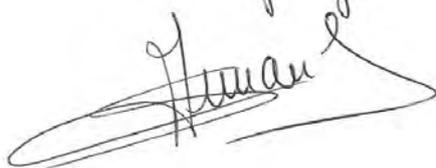
L'usinage par CFAO des piliers implantaires sera soumis aux mêmes enjeux biologiques et mécaniques que les connectiques des piliers standards.

Le rôle essentiel de la connectique au sein de la restauration implantaire, impose un usinage des connectiques par CFAO qui soit le plus précis possible. Or la fabrication de la connectique par CFAO peut poser la question de la précision de ces réalisations, lorsqu'elles sont réalisées par des machines-outils non étalonnées par le constructeur d'implants.

Ainsi la réalisation de piliers hybrides, à partir d'une base titane manufacturée standard, et d'une partie trans-gingivale réalisée par CFAO, semble un compromis, entre précision, maîtrise des matériaux, et personnalisation de la restauration à la situation clinique, en tirant le meilleur parti de chaque technique et matériau. Toutefois, le contrôle des protocoles de collage des deux parties entre elles, peut constituer une des réserves de cette technique, et la création d'une interface supplémentaire, susceptible d'être colonisée par les bactéries, une réserve sur le plan biologique.

Enfin, quel que soit le type de méthode utilisée pour réaliser le pilier, les enjeux de la connectique, dans les implants en deux étages, vis à vis de l'espace biologique, resteront les mêmes, qu'ils soit mécaniques ou biologiques.

La connaissance des matériaux et des techniques, ainsi que la plus grande précision dans la réalisation et l'adaptation des composants, restent essentiels pour répondre à chaque situation clinique et par conséquent réaliser des restaurations implantaires de qualité sur du long terme.

Vu le Président
du jury


Vu le directeur
de Thèse


Bibliographie

1. **Gilbert J-A.** Influence et morphologie de l'état de surface de l'implant sur l'espace biologique péri-implantaire. Nancy; 2012.
2. **Linkevicius T, Apse P.** Biologic width around implants. An evidence-based review. *Stomatol Issued Public Inst Odontol Stud Al.* 2008;10(1):27–35.
3. **Bercy P, Tenenbaum H.,** Parodontologie : du diagnostic à la pratique. De Boeck et Larcier. Bruxelles; 1996. 289 p.
4. **Charon J. et coll.** Parodontologie Médicale: innovations cliniques. 2ème édition. collection JPIO. 2009. 471 p.
5. **Herbert F. Wolf, Edith M. Rateitschak, Klaus H. Rateitschak,** Parodontologie 3ème édition. Masson. PARIS; 2005. 532 p.
6. **Berglundh, T., J., Lindhe, I. Ericsson, C. P. Marinello, B. Liljenberg, and P. Thomsen** The soft tissue barrier at implants and teeth. *Clinical oral implants res.* 1991;2:81–90.
7. **Cochran DL., Hermann JS., Schenk RK., Higginbottom FL., Buser D.** Biologic width around titanium implant. A histomorphologic analysis of impanto-gingival junction around unload and loaded non-submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol.* 1997;68(2):186–97.
8. **Hermann JS., Buser D., Schenk RK., Schoolfield JD., Cochran DL.,** Biologic width around one and two-piece titanium. A histometric evaluation of unloaded non submerged and submerged implants in the canine mandibule. *Clinical oral implants res.* 2001;12(6):559–71.
9. **Sorni-Bröker M., Peñarrocha-Diago M., Peñarrocha-Diago M.,** Factors that influence the position of the peri-implant soft tissues: a review. *Med Oral Patol Oral Cir Buccal.* 2009;14: 475–9.
10. **Judgar R, Giro G, Zenobio E, Coelho PG, Feres M, Rodrigues JA, Mangano C., Lezzi G., Piattelli A., Shibli JA.,** Biological width around one- and two-piece implants retrieved from human jaws. *BioMed Res Int.* 2014;2014:850120.
11. **De Capelle d' Hautpoul A.,** Profil d'émergence prothétique et espace biologique en implantologie esthétique. Toulouse; 2006.
12. **Nentwing GH., Romanos G., Strate J.,** Potentiel biologique du joint trans-muqueux autour des implants enfouis. *Alternatives.* 1999. 3 p.
13. **Schierano G., Ramieri G, Cortese M., Aimetti M., Preti G.,** Organisation of the connective tissue barrier around ong term loaded implant abutments in man. *Clinical Oral Implants Res.* 2002;13,pp. 460–4.
14. **Huh J-B, Rhee G-B, Kim Y-S, Jeong C-M, Lee J-Y, Shin S-W.** Influence of Implant transmucosal design on early peri-implant tissue responses in beagle dogs. *Clin*

Oral Implants Res. 2014 Aug;25(8):962–8.

15. **Maiorano E, Favia G.** Langerhans cells in periimplantar gingival tissues: an immunohistochemical study of 14 cases. *Boll Della Soc Ital Biol Sper.* 1994 Nov;70(10-11):257–63.
16. **Shioya K, Sawada T, Miake Y, Inoue S, Yanagisawa T.** Ultrastructural study of tissues surrounding replanted teeth and dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2009 Mar;20(3):299–305.
17. **Bennani V, Baudoin CA.,** Esthétique et profil d'émergence en implantologie. Guide clinique. PARIS: CdP; 2000.
18. **Weber HP, Cochran DL.** The soft tissue response to osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent.* 1998 Jan;79(1):79–89.
19. **Buser D, Weber HP, Donath K, Fiorellini JP, Paquette DW, Williams RC.** Soft tissue reactions to non-submerged unloaded titanium implants in beagle dogs. *J Periodontol.* 1992 Mar;63(3):225–35.
20. **Lazzara RJ.** Managing the soft tissue margin: the key to implant aesthetics. *Pract Periodontics Aesthetic Dent PPAD.* 1993 Jul;5(5):81–8.
21. **Schwarz F, Sculean A, Wieland M, Horn N, Nuesry E, Bube C, et al.** Effects of hydrophilicity and microtopography of titanium implant surfaces on initial supragingival plaque biofilm formation. A pilot study. *Mund- Kiefer- Gesichtschirurgie MKG.* 2007 Dec;11(6):333–8.
22. **Nevins M, Nevins ML, Camelo M, Boyesen JL, Kim DM.** Human histologic evidence of a connective tissue attachment to a dental implant. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2008 Apr;28(2):111–21.
23. **Moon IS, Berglundh T, Abrahamsson I, Linder E, Lindhe J.** The barrier between the keratinized mucosa and the dental implant. An experimental study in the dog. *J Clin Periodontol.* 1999 Oct;26(10):658–63.
24. **Comut AA, Weber HP, Shortkroff S, Cui FZ, Spector M.** Connective tissue orientation around dental implants in a canine model. *Clin Oral Implants Res.* 2001 Oct;12(5):433–40.
25. **Weyant RJ.** Characteristics associated with the loss and peri-implant tissue health of endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994 Feb;9(1):95–102.
26. **Davarpanah M., Szmukler-Moncler S., Rajzbaum PH., Davarpanah K., Demurashvili G.,** Manuel d'implantologie clinique : concept, intégration des protocoles et esquisse de nouveaux paradigmes 3ème édition. 2012. 656 p.
27. **Anthony G. Selar** Considérations esthétiques et parodontales en implantologie. Quintessence International. PARIS; 2005. 277 p.
28. **Gestion de l'esthétique [Internet]. [cited 2014 Nov 17].** Available from: <http://www.les-implants-dentaires.com/mise-en-charge-immEDIATE/esthetique-dentaire.htm>

29. **Lazzara RJ.** Achieving critical emergence profile for the anterior single tooth implant. *Dent Implantol Update.* 1993 Nov;4(11):88–92.
30. **Soo-Yong Ahn, , Chong-Hyun Han, , Seong-Joo Heo, , Tae-Il Kim, , Yang-Jo Seol, , Yong-Moo Lee, et al.** Soft tissues response to differential shapes of the implant abutment. Vol 36 n°1. Seoul; 2006;
31. **Rompen E, Raepsaet N, Domken O, Touati B, Van Dooren E.** Soft tissue stability at the facial aspect of gingivally converging abutments in the esthetic zone: a pilot clinical study. *J Prosthet Dent.* 2007 Jun;97(6 Suppl):S119–25.
32. **Weinländer M, Lekovic V, Spadijer-Gostovic S, Milicic B, Wegscheider WA, Pichslinger E.** Soft tissue development around abutments with a circular macro-groove in healed sites of partially edentulous posterior maxillae and mandibles: a clinical pilot study. *Clin Oral Implants Res.* 2011 Jul;22(7):743–52.
33. **Clavel E.,** La gestion des tissus mous au laboratoire. Nancy; 2010.
34. **Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Higginbottom FL, Cochran DL.** Biologic width around titanium implants. A physiologically formed and stable dimension over time. *Clin Oral Implants Res.* 2000 Feb;11(1):1–11.
35. **Christophe Rignon-Bret, Coraline Gérot, Boris Jakubowicz-Kohen.** Le concept de platform switching : revue de synthèse Platform switching: a systematic review. *Implant.* 2013 Jan 5;n° 2.
36. **Davarpanah M., Jakubowicz Kohen B., Caraman M., et al.,** Les implants en odontologie. Mémento. Paris; 2004.
37. **Chiche F.,** Espace biologique implantaire et esthétique : le concept du “platform switching”. *Implant (hors série).* 2005;11, n°2,pp.30–6.
38. **Becker K, Mihatovic I, Golubovic V, Schwarz F.** Impact of abutment material and dis-/re-connection on soft and hard tissue changes at implants with platform-switching. *J Clin Periodontol.* 2012 Aug;39(8):774–80.
39. **Sailer I, Mühlemann S, Zwahlen M, Hämmerle CHF, Schneider D.** Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Oct 1;23(s6):163–201.
40. **Lamy M.,** M. Prothèse implantaire fixe scellé et vissée à l’heure du numérique. *Information dentaire.* n°12 ed. 2011 Mar 23;
41. **Wilson TG.** The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. *J Periodontol.* 2009 Sep;80(9):1388–92.
42. **Linkevicius T, Puisys A, Vindasiute E, Linkeviciene L, Apse P.** Does residual cement around implant-supported restorations cause peri-implant disease? A retrospective case analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2013 Nov;24(11):1179–84.
43. **Lin W-S, Harris BT, Zandinejad A, Martin WC, Morton D.** Use of prefabricated titanium abutments and customized anatomic lithium disilicate structures for cement-

retained implant restorations in the esthetic zone. *J Prosthet Dent.* 2014 Mar;111(3):181–5.

44. **Linkevicius T, Vindasiute E, Puisys A, Linkeviciene L, Maslova N, Puriene A.** The influence of the cementation margin position on the amount of undetected cement. A prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 2013 Jan;24(1):71–6.

45. **Abrahamsson I, Berglundh T, Glantz PO, Lindhe J.** The mucosal attachment at different abutments. An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol.* 1998 Sep;25(9):721–7.

46. **Andersson B, Odman P, Lindvall AM, Lithner B.** Single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: results and experiences from a prospective study after 2 to 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995 Dec;10(6):702–11.

47. **Pjetursson BE, Brägger U, Lang NP, Zwahlen M.** Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res.* 2007 Jun;18 Suppl 3:97–113.

48. **Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hämmerle CHF.** In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009 Oct;24(5):850–8.

49. **Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CHF.** A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res.* 2007 Jun;18 Suppl 3:86–96.

50. **Park S-W, Driscoll CF, Romberg EE, Siegel S, Thompson G.** Ceramic implant abutments: cutting efficiency and resultant surface finish by diamond rotary cutting instruments. *J Prosthet Dent.* 2006 Jun;95(6):444–9.

51. **Sartori IA de M, Ribeiro RF, Francischone CE, de Mattos M da GC.** In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. *J Prosthet Dent.* 2004 Aug;92(2):132–8.

52. **Wang T-M, Leu L-J, Wang J, Lin L-D.** Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002 Apr;17(2):231–7.

53. **Delben JA, Barão VAR, Dos Santos PH, Assunção WG.** Influence of Abutment Type and Esthetic Veneering on Preload Maintenance of Abutment Screw of Implant-Supported Crowns: Preload Maintenance of Retention Screw. *J Prosthodont.* 2014 Feb;23(2):134–9.

54. **Rompen E, Domken O, Degidi M, Pontes AEF, Piattelli A.** The effect of material characteristics, of surface topography and of implant components and connections on soft tissue integration: a literature review. *Clin Oral Implants Res.* 2006 Oct;17 Suppl 2:55–67.

55. **Herpe B.** Connexion implant-pilier: analyse des choix stratégiques des grands

systèmes implantaires. BORDEAUX; 2014.

56. **Afssaps**. [cited 2014 Jun 10]. Available from: http://ansm.sante.fr/var/ansm_site/storage/original/application/af86f9684f0e2810a7cf1d5b0cefb0d5.pdf
57. **Linkevicius T, Apse P**. Influence of abutment material on stability of peri-implant tissues: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008 Jun;23(3):449–56.
58. **Kohal R-J, Att W, Bächle M, Butz F**. Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontol 2000*. 2008;47:224–43.
59. **Stephanus D**. L'apport de la zircone dans la gestion des tissus mous péri-implantaires. Nancy; 2011.
60. **Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D**. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*. 2008 May 10;204(9):505–11.
61. **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. *J Periodontol*. 2006 Jan;77(1):73–80.
62. **Zembic A, Sailer I, Jung RE, Hämmerle CHF**. Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. *Clin Oral Implants Res*. 2009 Aug;20(8):802–8.
63. **Bermes-Klaine R**. La fabrication assistée par ordinateur en prothèse. Nancy; 2013.
64. **Brodbeck U**. The ZiReal Post: A new ceramic implant abutment. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent Al*. 2003;15(1):10–23; discussion 24.
65. **Stimmelmayer M, Edelhoff D, Güth J-F, Erdelt K, Happe A, Beuer F**. Wear at the titanium-titanium and the titanium-zirconia implant-abutment interface: a comparative in vitro study. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2012 Dec;28(12):1215–20.
66. **IPS e-max press abutment solution [Internet]**. [cited 2014 Oct 29]. Available from: <http://www.ivoclarvivadent.fr/zoolu-website/media/document/13169/IPS+e-max+Press+Abutment+Solutions>
67. **Food and Drug Administration [Internet]**. [cited 2014 Jul 10]. Available from: http://www.accessdata.fda.gov/cdrh_docs/pdf13/K132209.pdf
68. **Vigolo P, Givani A, Majzoub Z, Cordioli G**. A 4-year prospective study to assess peri-implant hard and soft tissues adjacent to titanium versus gold-alloy abutments in cemented single implant crowns. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. 2006 Aug;15(4):250–6.
69. **Neumann EAF, Villar CC, França FMG**. Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced polyetheretherketone.

Braz Oral Res. 2014 Feb;28(1).

70. **Santing HJ, Meijer HJA, Raghoobar GM, Özcan M.** Fracture strength and failure mode of maxillary implant-supported provisional single crowns: a comparison of composite resin crowns fabricated directly over PEEK abutments and solid titanium abutments. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012 Dec;14(6):882–9.
71. **Agustín-Panadero R, Serra-Pastor B, Roig-Vanaclocha A, Román-Rodríguez J-L, Fons-Font A.** Mechanical behavior of provisional implant prosthetic abutments. *Med Oral Patol Oral Cirugia Bucal.* 2014 Aug 17;
72. **Davarpanah M., Szmukler-moncler, et al.** Manuel d'implantologie clinique. Concepts, protocoles, et innovation récentes. 2ème édition. Cdp. France; 2008. pp 317 p.
73. **Karunagaran S, Paprocki GJ, Wicks R, Markose S.** A review of implant abutments--abutment classification to aid prosthetic selection. *J Tenn Dent Assoc.* 2013 Fall-Winter;93(2):18–23; quiz 23–4.
74. **Park J-M, Lee J-B, Heo S-J, Park E-J.** A comparative study of gold UCLA-type and CAD/CAM titanium implant abutments. *J Adv Prosthodont.* 2014 Feb;6(1):46–52.
75. **Le guide de la CFAO dentaire [Internet]. [cited 2014 Nov 21].** Available from: http://www.unppd.org/cnifpd/Guide_CFAO.pdf
76. **Rolland N.** Empreinte optique intra-orale sur implant pour la réalisation d'un pilier implantaire personnalisé. Toulouse; 2014.
77. **Grossmann Y, Pasciuta M, Finger IM.** A novel technique using a coded healing abutment for the fabrication of a CAD/CAM titanium abutment for an implant-supported restoration. *J Prosthet Dent.* 2006 Mar;95(3):258–61.
78. **Kapos T, Evans C.** CAD/CAM technology for implant abutments, crowns, and superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29 Suppl:117–36.
79. **Borges T, Lima T, Carvalho A, Carvalho V.** Clinical Outcome of Inter-Proximal Papilla between a Tooth and a Single Implant Treated with CAD/CAM Abutments: a Cross-Sectional Study. *J Oral Maxillofac Res.* 2012;3(3):e4.
80. **Lops D, Bressan E, Parpaiola A, Luca S, Cecchinato D, Romeo E.** Soft tissues stability of cad-cam and stock abutments in anterior regions: 2-year prospective multicentric cohort study. *Clin Oral Implants Res.* 2014 Sep 5;
81. **Sirona [Internet]. [cited 2014 Nov 24].** Available from: <http://www.sirona.fr/fr/produits/dentisterie-numerique/materiaux-cfao/?tab=964>
82. **Clinical implantologie [Internet]. [cited 2014 Jan 10].** Available from: http://www.dental-tribune.com/articles/specialities/implantology/16072_cas_clinique_de_couronnes_sur_piliers_implantaires_cfao.html
83. **Laurent T.** La connexion implantaire interne ou externe? 88 (25). *Information dentaire.* 2006;1467–70.

84. **Weigl P.** New prosthetic restorative features of Ankylos implant system. *J Oral Implantol.* 2004;30(3):178–88.
85. **Monin A., Monin JC.** Du bon usage de la divergence de la dent unitaire à la prothèse implanto-portée à l'aide d'implant à connectique cône morse sans vissage. 2010 Nov;131–9.
86. **Gueudry J, Moinard M.** Le système Ankylos et les restaurations implantaires esthétiques. 4 (4). *Stratégie prothétique.* 2004;285–95.
87. **Hürzeler M, Fickl S, Zuhr O, Wachtel HC.** Peri-implant bone level around implants with platform-switched abutments: preliminary data from a prospective study. *J Oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg.* 2008 Oct;66(10):2195–6.
88. **Lazzara RJ, Porter SS.** Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2006 Feb;26(1):9–17.
89. **Wagenberg B, Froum SJ.** Prospective study of 94 platform-switched implants observed from 1992 to 2006. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2010 Feb;30(1):9–17.
90. **Atieh MA, Ibrahim HM, Atieh AH.** Platform switching for marginal bone preservation around dental implants: a systematic review and meta-analysis. *J Periodontol.* 2010 Oct;81(10):1350–66.
91. **Crespi R, Capparè P, Gherlone E.** Radiographic evaluation of marginal bone levels around platform-switched and non-platform-switched implants used in an immediate loading protocol. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009 Oct;24(5):920–6.
92. **Al-Nsour MM, Chan H-L, Wang H-L.** Effect of the platform-switching technique on preservation of peri-implant marginal bone: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012 Feb;27(1):138–45.
93. **Smith NA, Turkyilmaz I.** Evaluation of the sealing capability of implants to titanium and zirconia abutments against *Porphyromonas gingivalis*, *Prevotella intermedia*, and *Fusobacterium nucleatum* under different screw torque values. *J Prosthet Dent.* 2014 Sep;112(3):561–7.
94. **Rack A, Rack T, Stiller M, Riesemeier H, Zabler S, Nelson K.** In vitro synchrotron-based radiography of micro-gap formation at the implant-abutment interface of two-piece dental implants. *J Synchrotron Radiat.* 2010 Mar;17(2):289–94.
95. **Piattelli A, Vrespa G, Petrone G, Iezzi G, Annibali S, Scarano A.** Role of the microgap between implant and abutment: a retrospective histologic evaluation in monkeys. *J Periodontol.* 2003 Mar;74(3):346–52.
96. **Quiryne M, van Steenberghe D.** Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants. An in vivo study. *Clin Oral Implants Res.* 1993 Sep;4(3):158–61.
97. **Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL.** Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol.*

2001 Oct;72(10):1372–83.

98. **Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Cochran DL.** Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol.* 2000 Sep;71(9):1412–24.
99. **Yi J-M, Lee J-K, Um H-S, Chang B-S, Lee M-K.** Marginal bony changes in relation to different vertical positions of dental implants. *J Periodontal Implant Sci.* 2010 Oct;40(5):244–8.
100. **Todescan FF, Pustigliani FE, Imbronito AV, Albrektsson T, Gioso M.** Influence of the microgap in the peri-implant hard and soft tissues: a histomorphometric study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002 Aug;17(4):467–72.
101. **Fauroux M-A, Anxionnat C, Biens C, Mechali M, Romieu O, Torres J-H.** Comparison of leakage at the implant to abutment connection in several implants types using a gas flow method. *Rev Stomatol Chir Maxillo-Faciale Chir Orale.* 2014 Apr;115(2):74–8.
102. **Saidin S, Abdul Kadir MR, Sulaiman E, Abu Kasim NH.** Effects of different implant-abutment connections on micromotion and stress distribution: prediction of microgap formation. *J Dent.* 2012 Jun;40(6):467–74.
103. **Sahabi M, Adibrad M, Mirhashemi FS, Habibzadeh S.** Biomechanical effects of platform switching in two different implant systems: a three-dimensional finite element analysis. *J Dent Tehran Iran.* 2013 May;10(4):338–50.
104. **Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M.** Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? *Clin Oral Implants Res.* 2007 Oct;18(5):581–4.
105. **Liu S, Tang C, Yu J, Dai W, Bao Y, Hu D.** The effect of platform switching on stress distribution in implants and periimplant bone studied by nonlinear finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2014 Nov;112(5):1111–8.
106. **Davarpanah M., Jakubowicz_Kohen MB., Caraman M.** Vers un nouveau type de connexions internes. *Implant.* 2005;Vol 11 n°4: 275–84.
107. **Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I.** Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Oct;23 Suppl 6:202–16.
108. **Carvalho MA, Sotto-Maior BS, Del Bel Cury AA, Pessanha Henriques GE.** Effect of platform connection and abutment material on stress distribution in single anterior implant-supported restorations: A nonlinear 3-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2014 Nov;112(5):1096–102.
109. **Truninger TC, Stawarczyk B, Leutert CR, Sailer TR, Hämmerle CHF, Sailer I.** Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Jan;23(1):12–8.
110. **Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ.** Strength influencing variables on CAD/CAM

zirconia frameworks. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. 2008 May;24(5):633–8.

111. **Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L.** An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. J Dent. 2007 Nov;35(11):819–26.

112. **Custom abutment [Internet]. [cited 2014 Nov 30].** Available from: http://www.google.fr/imgres?imgurl=http%3A%2F%2Fwww.dentsplyimplants.com%2FDigital-solutions%2FATLANTIS-Abutments%2F~%2Fmedia%2FFF5C8B0FA77A14A5BA784A95CE9426B6B.ashx&imgrefurl=http%3A%2F%2Fwww.dentsplyimplants.com%2FDigital-solutions%2FATLANTIS-Abutments%2FCement-retained-restorations&h=212&w=434&tbnid=LASvFSQNMNCWzM%3A&zoom=1&docid=b7Pz9zFP1QJ5CM&ei=fud6VOjHB8n1aq_8gaAJ&tbnm=isch&iact=rc&uact=3&dur=982&page=1&start=0&ndsp=14&ved=0CD0QrQMwCQ

113. **Easy implant [Internet]. [cited 2014 Feb 10].** Available from: <http://www.easyimplant.com/fr/produits/master/protheses-master/protheses-directes/pilier-surcoulable-or-anti-rotationnel-1.html>

114. **Le courrier du dentiste [Internet]. [cited 2014 Apr 12].** Available from: <http://www.google.fr/imgres?imgurl=http%3A%2F%2Fwww.lecourrierdudentiste.com%2Fimages%2Fstories%2FLCDD32%2FELongation%2Ffig.1.jpg&imgrefurl=http%3A%2F%2Fwww.lecourrierdudentiste.com%2Fdossiers-du-mois%2Flelongation-coronaire-chirurgicale.html&h=255&w=262&tbnid=jXW2WSkxZfh25M%3A&zoom=1&docid=jaXjhmlK-Mj-oM&ei=fSiAVJ3UBMapyQOvq4CoBg&tbnm=isch&iact=rc&uact=3&dur=293&page=1&start=0&ndsp=25&ved=0CCAQrQMwAA>

115. **Dentatisfuturis [Internet]. [cited 2014 Feb 10].** Available from: <http://www.google.fr/imgres?imgurl=http%3A%2F%2Fwww.dreamdirectdesign.com%2Fdentatisfuturis%2Fimgnews%2Ftibase%2Ftib10.jpg&imgrefurl=http%3A%2F%2Fwww.dreamdirectdesign.com%2Fdentatisfuturis%2Fmodules%2Fnews%2Farticle.php%3Fstoryid%3D1189&h=396&w=500&tbnid=8Eru8c4L3LkNCM%3A&zoom=1&docid=xJARTP4JIZULQM&ei=-LouVP-cDMjcaIX3gcAH&tbnm=isch&iact=rc&uact=3&dur=3786&page=2&start=16&ndsp=19&ved=0CHoQrQMwHA>

116. **Nobel biocare [Internet]. [cited 2014 Nov 15].** Available from: https://www.nobelbiocare.com/be/fr/home/customer-service/faqs/technical-support/_jcr_content/par/accordion_1db5/accordionItems/item_50de/content/mediagallery_f605.iframe.html

117. **Glidewell Laboratories [Internet]. [cited 2014 Feb 10].** Available from: <http://www.glidewell dental.com/dentist/inclusive/volume3-3/lab-sense.aspx>

118. **Global Dental Solution.** [cited 2014 Feb 10]. Available from: <http://www.globaldentalsolutions.com/custom-milled.html>

119. **Zirkonzahn [Internet] [cited 2014 Nov 19].** Available from: <http://www.zirkonzahn.com/fr/systemes-de-cfao/systemes-implantologiques/piliers-implantaires-individuels-en-zircone>

120. **Study club implantaire [Internet]. [cited 2014 Nov 20].** Available from:

[http://www.implant-scit.com/index.php?
mact=News,cntnt01,detail,0&cntnt01articleid=9&cntnt01detailtemplate=fiches_detail&cn
tnt01returnid=60](http://www.implant-scit.com/index.php?mact=News,cntnt01,detail,0&cntnt01articleid=9&cntnt01detailtemplate=fiches_detail&cntnt01returnid=60)

121. **Spécial implantologie [Internet]. [cited 2014 Aug 10].** Available from:
<http://orbi.ulg.ac.be/bitstream/2268/104441/1/Article%20ID%202011.pdf>

122. **Principe de platform-switching. [Internet]. [cited 2014 Nov 11].** Available from:
<http://www.les-implants-dentaires.com/implants-multimedia/platform/switching.htm>

123. **Schéma du principe de la conservation de la distance biologique.. [Internet]. [cited 2014 Nov 17].** Available from: <http://www.les-implants-dentaires.com/implants-multimedia/cicatrisation/index.htm>

124. **IPS e.max CAD [Internet]. [cited 2014 Jul 10].** Available from:
[http://www.google.fr/imgres?imgurl=http%3A%2F%2Fwww.ivoclarvivadent.com
%2Fwebsite%2Fuploads%2Fimages%2F04%2F933x%2Fabutment-blocks.jpg%253Fv
%253D1&imgrefurl=http%3A%2F%2Fwww.ivoclarvivadent.com%2Ffr%2Fips-emax-
cad-abutment-solutions&h=546&w=685&tbnid=Etr3G7ML6N6_FM
%3A&zoom=1&docid=DTL8ru_Lj_-
QqM&hl=fr&ei=TKQzVLnrPI7UasXMgugM&tbnm=isch&iact=rc&uact=3&dur=727&pa
ge=1&start=0&ndsp=13&ved=0CCgQrQMwAg](http://www.google.fr/imgres?imgurl=http%3A%2F%2Fwww.ivoclarvivadent.com%2Fwebsite%2Fuploads%2Fimages%2F04%2F933x%2Fabutment-blocks.jpg%253Fv%253D1&imgrefurl=http%3A%2F%2Fwww.ivoclarvivadent.com%2Ffr%2Fips-emax-cad-abutment-solutions&h=546&w=685&tbnid=Etr3G7ML6N6_FM%3A&zoom=1&docid=DTL8ru_Lj_-QqM&hl=fr&ei=TKQzVLnrPI7UasXMgugM&tbnm=isch&iact=rc&uact=3&dur=727&page=1&start=0&ndsp=13&ved=0CCgQrQMwAg)

125. **Editions Cdp.Fr [Internet]. [cited 2014 Dec 11].** Available from:
[http://www.editionscdp.fr/revues/implant/sommaire-du-dernier-numero/n-2/le-concept-de-
platform-switching-revue-de-syntheseplatform-switching-a-systematic-review.html](http://www.editionscdp.fr/revues/implant/sommaire-du-dernier-numero/n-2/le-concept-de-platform-switching-revue-de-syntheseplatform-switching-a-systematic-review.html)

126. **Lang LA, Sierraalta M, Hoffensperger M, Wang R-F.** Evaluation of the precision of fit between the Procera custom abutment and various implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003 Oct;18(5):652–8.

Index des illustrations

Illustration 1: Schéma de l'espace biologique dentaire (114).....	14
Illustration 2: Gestion esthétique des papilles. (123).....	17
Illustration 3: Schéma des différents profils du pilier prothétique. (30).....	18
Illustration 4: Illustration des différents composants de chaque restauration supra-implantaire (schéma modifié) (119).....	22
Illustration 5: couronne unitaire trans-vissée (120).....	23
Illustration 6: Image d'une fusée de ciment ayant entraîné un défaut osseux (121). 26	
Illustration 7: Schéma comparatif (modifié) entre pilier préfabriqué et pilier personnalisé (117).....	30
Illustration 8: Image SEM de l'usure à l'interface: implant titane et pilier titane (65)	36
Illustration 9: Image SEM de l'usure à l'interface: implant titane et pilier zircone (65).....	36
Illustration 10: Lingotins de disilicate de lithium pour piliers implantaires en CFAO (124).....	37
Illustration 11: Schéma (modifié) d'un pilier standard et d'un pilier personnalisé et de la couronne correspondante (118).....	40
Illustration 12: Illustration des différents piliers anatomiques existants (112).....	41
Illustration 13: Pilier UCLA : (113).....	42
Illustration 14: Fabrication du pilier hybride e-max press Ivoclar vivadent. (66)....	43
Illustration 15: Modélisation dans le bloc d'usinage du futur pilier en céramique avant usinage (115).....	48
Illustration 16: Connexion hexagonale externe (116).....	52
Illustration 17: Différentes connectiques internes (102).....	53
Illustration 18: Différence de diffusion bactérienne et de lyse osseuse au niveau d'un joint platform switching et d'un joint classique(122).....	56
Illustration 19: Pilier associant le concept du platform switching et un pilier	

concave (125).....	57
Illustration 20: Image du micro-gap dynamique entre le pilier à connexion conique, et l'implant, soumis à différentes forces (94).....	59
Illustration 21: Modélisation d'une connexion standard (104).....	64
Illustration 22: Modélisation d'une connexion platform switching (104).....	65
Illustration 23: Distribution des forces au niveau de deux types de piliers sous différents cycles de charge horizontale (105).....	66
Illustration 24: Différences d'adaptation de la vis au sein du même pilier Procera en fonction de la marque de la vis et de l'implant (126).....	69

**MAINTIEN DE L'ESPACE BIOLOGIQUE EN IMPLANTOLOGIE,
RÔLE DE LA CONNECTIQUE, INTERÊTS DES SUPRASTRUCTURES
REALISEES PAR CFAO**

RESUME EN FRANCAIS:

Les suprastructures et la connectique entretiennent des liens étroits avec l'espace biologique, celui-ci étant garant de la bonne santé des tissus mous et durs, il aura un impact important sur la réussite du projet prothétique final tant sur le plan esthétique que fonctionnel. Ce travail s'intéresse aux enjeux liés à la connectique sur le plan biologique et mécanique, afin de garantir l'obtention d'un résultat prévisible, bien intégré biologiquement. Ainsi qu'à l'étude de l'apport de la CFAO dans la conception et la réalisation des suprastructures, grâce à la réalisation de piliers anatomiques. Et l'intérêt de ces piliers sur le maintien de l'espace biologique, structure histologique nécessaire à la pérennité de la restauration implantaire.

TITRE EN ANGLAIS:

Biological width maintenance in implantology, connection issues, CAD/CAM implant abutment contribution.

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE: IMPLANTOLOGIE

MOTS CLES: espace biologique, implantologie, suprastructures implantaires, piliers personnalisés, connectique, CFAO, tissus péri-implantaires.

INTITULE ET ADRESSE DE L'UFR OU DU LABORATOIRE:

Université Toulouse III-Paul Sabatier
Faculté de chirurgie dentaire 3 chemin des Maraîchers 31062 Toulouse Cedex

Directeur de thèse: Dr Antoine GALIBOURG