



HAL
open science

Jonction implant titane-prothèse : facteurs influençant l'intégration biologique

Camille Laurent

► **To cite this version:**

Camille Laurent. Jonction implant titane-prothèse : facteurs influençant l'intégration biologique. Chirurgie. 2020. dumas-03179764

HAL Id: dumas-03179764

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03179764v1>

Submitted on 24 Mar 2021

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

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



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

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

Présentée et publiquement soutenue devant la
Faculté d'Odontologie de Marseille
(Doyen : Monsieur le Professeur Bruno FOTI)

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

***Jonction implant titane - prothèse : facteurs
influençant l'intégration biologique***

Présentée par

LAURENT Camille

Née le 09/11/1996

à Marseille

Thèse soutenue le **17 juin 2020**

Devant le jury composé de

Président : Professeur FOTI Bruno

Assesseurs : Professeur RUQUET Michel

Docteur MAILLE Gérald

Docteur SILVESTRI Frédéric

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

Présentée et publiquement soutenue devant la
Faculté d'Odontologie de Marseille
(Doyen : Monsieur le Professeur Bruno FOTI)

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

***Jonction implant titane - prothèse : facteurs
influençant l'intégration biologique***

Présentée par

LAURENT Camille

Née le 09/11/1996

à Marseille

Thèse soutenue le **17 juin 2020**

Devant le jury composé de

Président : Professeur FOTI Bruno

Assesseurs : Professeur RUQUET Michel

Docteur MAILLE Gérald

Docteur SILVESTRI Frédéric

ADMINISTRATION

Mise à jour : mars 2020

Doyens Honoraires

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

Doyen Assesseurs

Professeur	Bruno FOTI
Professeur	Michel RUQUET
Professeur	Anne RASKIN

Directeurs de Départements

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

Charges de missions

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

Responsable des Services Administratifs et Techniques

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

LISTE DES ENSEIGNANTS

PROFESSEURS DES UNIVERSITES – PRATICIENS HOSPITALIERS DES CSERD

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

PROFESSEUR DES UNIVERSITES

ABOUT Imad (65)

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES – PRATICIENS HOSPITALIERS DES CSERD

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

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES ASSOCIES

BLANCHET Isabelle (56-01)
MENSE Chloé (58-01)

ASSISTANTS HOSPITALIERS ET UNIVERSITAIRES

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

ASSISTANTS DES UNIVERSITES ASSOCIES

HOUVENAEGHEL Brice (57-01)
LE FOURNIS Chloé (57-01)

Intitulés des sections CNU :

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

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

Au président de thèse
Monsieur le Professeur Bruno FOTI

Je tiens à vous remercier de me faire l'honneur de présider mon jury de thèse. Je vous remercie pour votre implication auprès des étudiants et pour votre gentillesse.
Que ce travail soit l'expression de ma gratitude et de mon profond respect.

Aux assesseurs

Monsieur le Professeur Michel RUQUET

Merci d'avoir accepté de siéger à ce jury de thèse. Merci de m'avoir fait bénéficier de votre savoir, de votre expérience et de votre rigueur à travers la qualité de vos enseignements théoriques et cliniques. Veuillez trouver dans ce travail, le témoignage de mon respect et de ma considération.

Monsieur le Docteur Gérald MAILLE

Je vous remercie de faire partie de ce jury de thèse. Votre disponibilité et votre pédagogie m'ont beaucoup apporté tout au long de ces années d'étude et de pratique à la clinique.
Soyez assuré de ma sincère reconnaissance et de ma gratitude.

À mon directeur de thèse
Monsieur le Docteur Frédéric SILVESTRI

Vous m'avez fait l'honneur d'accepter de diriger ce travail et je vous en suis très reconnaissante.
Merci pour votre pédagogie et pour votre aide lors de ces années d'étude à la clinique. Votre écoute et vos conseils m'ont beaucoup apporté.

Veillez trouver dans cette thèse, l'expression de mon estime et de mon respect.

Sommaire

I) Introduction.....	1
II) Présentation des différents types de connexions	2
1. Connexion externe.....	3
2. Connexion interne	4
2.1. Connectiques internes à polygone.....	5
2.2. Connectiques internes coniques (type “cône morse”)	6
3. Connexion active ou passive	8
3.1. Connexion active.....	8
3.2. Connexion passive	9
4. Connexion indexée ou non indexée	10
5. Connexion à plat ou non à plat.....	11
6. Connexion directe implant ou par l’intermédiaire d’un pilier.....	12
III) Influence de la forme de la liaison et de son comportement mécanique	15
1. Facteurs mécaniques influençant l’étanchéité de la connexion.....	15
1.1. Forme de la connexion	15
1.2. Précision de fabrication	16
1.2.1. Piliers usinés.....	16
1.2.2. Piliers surcoulés	17
1.3. Couple de serrage	18
1.4. Remarque sur les matériaux d’obturation du puits d’accès à la vis	19
2. Micro-mouvements et mouvements des fluides	20
3. Influence de la commutation de plateforme sur l’organisation gingivale	22
IV) État de surface et matériaux	24
1. Biocompatibilité des pièces en titane	24
2. Apport de la zircone dans la conception des éléments prothétiques.....	26
3. Etat de surface des pièces prothétiques : adhésion cellulaire et bactérienne.....	28
4. Revêtements des pièces prothétiques et colonisation gingivale	29
4.1. Revêtement par du titane nitruré (TiN)	29
4.2. Revêtement par du nitrure de zirconium (ZrN).....	29
4.3. L’anodisation de surface.....	29
4.4. Traitement de surface à l’aide de lumière UV ou de plasma non thermique.....	31
4.5. Imprégnation du titane par des facteurs de croissance.....	31
4.6. Implantation d’ions par des procédés à sec	31
5. Mode d’assemblage des prothèses en zircone sur leurs embases en titane	31
V) Influence de la chirurgie	36
1. Enfouissement des implants	36
2. Conséquences de la multiplication des étapes cliniques.....	37
VI) Conclusion	39
VII) Bibliographie.....	I

I) Introduction

L'implantologie représente aujourd'hui une part importante de l'arsenal thérapeutique bucco-dentaire. Elle se démocratise, et permet au praticien de proposer une solution durable et plus confortable aux différents cas d'édentement. Les implants ont fait l'objet, depuis les années 1960, d'une constante évolution technique, afin d'améliorer leur cahier des charges mais aussi l'ergonomie de travail du praticien.

En parallèle de techniques chirurgicales innovantes, ils offrent toujours plus de possibilités de réhabilitation, afin de répondre aux multiples situations cliniques. Ainsi, les avancées scientifiques et technologiques ont rapidement élargi les choix possibles en matière de matériaux, de revêtements et de formes des pièces prothétiques et implantaires. Le praticien peut alors se trouver démuni face à toutes les options disponibles.

L'intégration biologique des implants peut être définie par une liaison directe entre un os sain et un implant. Elle regroupe les notions d'ostéo-intégration et de muco-intégration, définissant ainsi les critères de réussite de l'intégration implantaire : un implant stable, entouré d'un niveau osseux élevé qui soutient des tissus mous épais et réguliers.

Malgré un taux élevé de réussite, les échecs des traitements implantaires restent présents et difficiles à gérer. Les causes de ces échecs sont multiples et demandent une réelle anticipation de la part du praticien pour être évitées. La lutte contre l'infiltration bactérienne à la jonction implant-prothèse ou encore la limitation des effets de micro-pompage sont autant de phénomènes peu répertoriés dans la littérature que ce travail devra explorer afin d'en réduire les conséquences néfastes. Dans certaines situations, le praticien devra par ailleurs lutter contre des phénomènes physiologiques, comme le cas de la cratérisation. Cette perte osseuse à composante horizontale et verticale survient pendant la première année de mise en fonction de l'implant et peut atteindre les premières spires. Comprendre son origine et éclairer les praticiens sur sa prise en charge est un des objectifs de cette recherche.

Le praticien, par le biais d'un choix éclairé des composants implantaires et prothétiques, peut potentialiser ces objectifs.

Ce travail est ciblé sur la jonction entre l'implant titane et la prothèse, qui est un des points clés permettant une bonne intégration biologique de l'implant. La forme de la connexion, son étanchéité, la composition de ses matériaux et les temps chirurgicaux sont autant de paramètres jouant un rôle dans la réussite du traitement. C'est à ces nombreux paramètres que nous allons nous intéresser. Le travail sera présenté selon quatre axes définis comme importants dans l'intégration biologique des implants :

- le type de connexion
- les paramètres influençant son étanchéité
- les matériaux qui la composent
- la chronologie des techniques chirurgicales.

II) Présentation des différents types de connexions

L'implant dentaire se compose de différentes parties : la connectique implantaire, le col, le corps et l'apex (figure 1). La connexion correspond à la zone de jonction entre l'implant et les composants prothétiques. Elle est définie par la morphologie du pilier implantaire d'une part (ou couronne implantaire dans le cas des connexions directes entre prothèses et implants), et par l'anatomie de la connectique implantaire d'autre part. Ces deux parties s'emboîtent l'une dans l'autre, elles sont complémentaires et interdépendantes. Elles sont solidarisées par vissage.

Les connexions diffèrent entre elles par plusieurs paramètres : leur passivité, leur indexation, leur caractère interne ou externe ou encore la présence ou non d'un pilier. Ces paramètres ont un impact sur les caractéristiques techniques des connexions : la répartition des forces mécaniques, le dévissage et la résistance à la fracture par exemple. Cela pourra nuire ou au contraire améliorer l'intégration biologique de l'implant (1).

Il s'agit tout d'abord de présenter ces différents types de connexion afin de poser les bases de notre sujet pour pouvoir mieux comprendre par la suite ses enjeux.

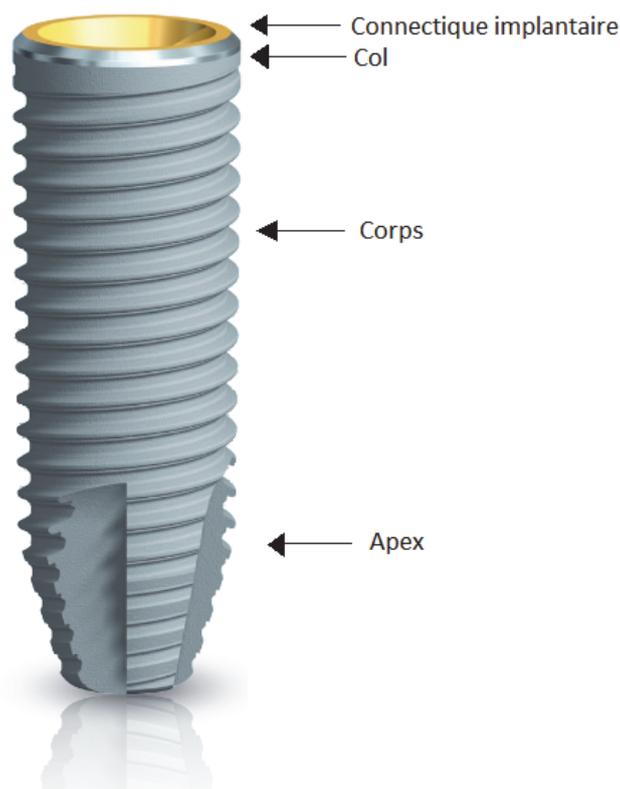


Figure 1 : Les différentes parties composant un implant dentaire (2).

1. Connexion externe

Dans les connexions externes le col est surmonté d'un plateau polygonal qui place l'implant en tant que partie mâle et le pilier prothétique en tant que partie femelle lors de l'emboîtement. Les 2 parties sont solidarises par vissage, au moyen d'un pas de vis présent au centre du plateau polygonal et d'une vis en or ou en titane (3). C'est une connexion passive (4).

La plus ancienne est la connectique externe hexagonale de l'implant *Brånemark*. C'est par conséquent celle qui présente le plus grand recul clinique. Son taux de réussite en termes d'ostéo-intégration est très élevé, de l'ordre de 90% à 10 ans (figure 2).



Figure 2 : Implant MKIIIMD à connectique externe hexagonale de Nobel Biocare® (3).

L'hexagone joue un rôle important : il permet de diminuer les risques de dévissages en verrouillant la position du pilier prothétique dans les cas de prothèses unitaires. Les contraintes sur la vis de transfixation en sont réduites, ce qui limite le risque de fracture. De plus, il confère une indexation au pilier. On parle de système anti-rotationnel. En effet, le pilier ne peut être placé que dans 6 positions différentes, ce qui permet au praticien de s'affranchir d'une clé de repositionnement lors des étapes cliniques entre cabinet et laboratoire (contrairement à la connectique interne conique non indexée). Ceci tend aussi à diminuer les contraintes sur la vis qui n'assure donc pas le maintien de la position du pilier mais seulement la coaptation des deux pièces.

Cependant, ce type de connexion présente aussi des inconvénients. Tout d'abord, les pièces de la connectique ne sont pas rétentives par elles-mêmes, la cohésion de l'ensemble n'est donc réalisée que par la vis de transfixation. C'est pourquoi, malgré l'allègement des contraintes permis par l'hexagone, la vis détient le premier rôle dans ces connexions et conserve donc un risque de fracture plus important lors de la mise en jeu des forces occlusales (5).

De plus, l'hexagone externe étant de faible hauteur, le praticien ne sentira pas ou peu l'engagement de son pilier dans l'implant et conservera donc toujours un doute sur la réelle insertion de celui-ci surtout lorsque l'épaisseur gingivale est importante (5). Pour s'assurer du bon positionnement du pilier sur l'implant, il est donc recommandé de réaliser une radiographie rétro-alvéolaire de contrôle.

Il est aussi à noter qu'en présence d'une charge occlusale élevée, des micro-mouvements apparaissent entre le pilier et le plateau prothétique de l'implant, dénotant une faiblesse de ce complexe (6)(7).

Enfin, ce système entraîne la création d'un jeu en rotation entre les deux hexagones du pilier et de l'implant, de 7 degrés environ (figure 3). Ce jeu est proportionnel au nombre de faces que présente le polygone : plus il y a de faces, plus le jeu augmente. Ce jeu de rotation sera à l'origine de micro-mouvements au niveau de la connexion dont nous étudierons les conséquences ultérieurement dans ce travail (5).

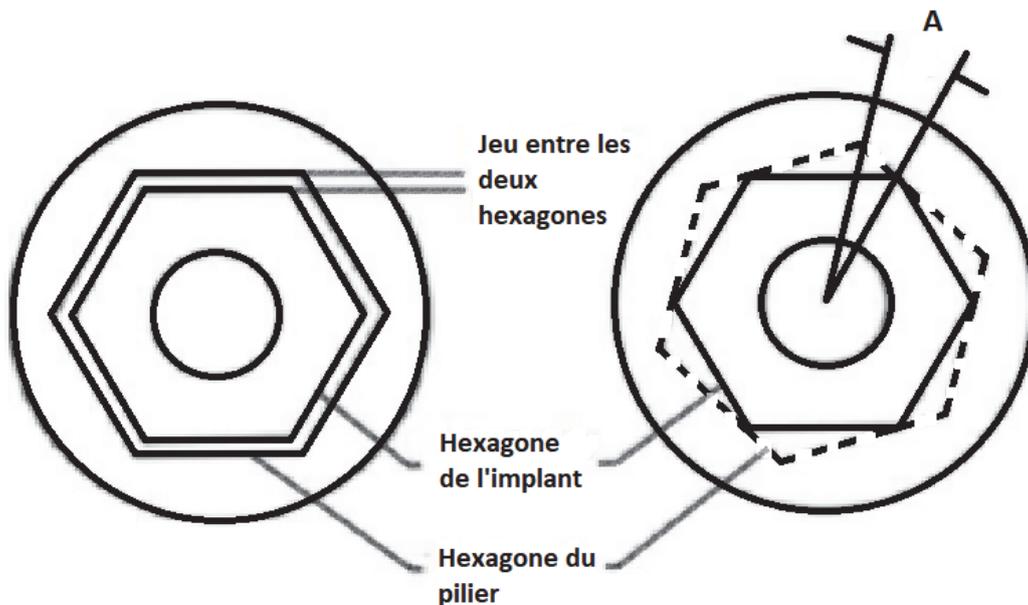


Figure 3 : Schématisation du jeu en rotation présent entre l'hexagone du pilier et celui de l'implant. Ce jeu se mesure en degrés (8).

Afin de pallier ces inconvénients, les études se sont penchées sur un nouveau type de connexion : c'est l'arrivée des connectiques internes dans les années 2000.

2. Connexion interne

Les connectiques internes, se caractérisent par le fait que l'implant constitue la partie femelle et le pilier prothétique la partie mâle. Le pilier s'emboîte à l'intérieur de l'implant, ce qui permet d'augmenter la surface de contact entre les deux éléments. Ce type de liaison a vu le jour grâce aux avancées techniques en matière de biomatériaux qui ont permis, en créant de nouveaux alliages de titane plus résistants, de produire des implants aux épaisseurs bien plus fines. Elle n'a pas pu être envisagée au tout début de l'implantologie car l'épaisseur des murs qu'elle laissait subsister (< 0,5 mm) dans le corps de l'implant était trop faible. Elle était incompatible avec les propriétés mécaniques du titane de grade 1 ou 2 alors employé et recherché pour sa pureté. La connexion interne a pu se développer lorsque d'autres matériaux tels que le titane de grade 4 ou de grade 5 (alliage) ont été mis en œuvre (9) (voir IV.1).

La mise en place du pilier dans l'implant offre une sensation plus franche au praticien qu'avec les connexions externes, avec un ressenti d'engagement du pilier jusqu'à une butée. Cependant, celui-ci ne doit pas s'affranchir d'une radiographie de contrôle pour vérifier la position correcte du pilier.

Contrairement aux connectiques externes où le principal écueil était le desserrage de la vis, les connectiques internes sont moins soumises à ce phénomène. Elles présentent en revanche plus de cas de fracture de pilier lorsque celui-ci est entièrement réalisé en zirconium (10)(11), inconvénient aujourd'hui contourné (voir IV.5). Elles peuvent être actives ou passives. Grâce à leurs nombreux avantages, elles sont aujourd'hui les plus utilisées.

Il existe plusieurs types de connectiques internes :

2.1. Connectiques internes à polygone

Elles regroupent les connexions octogonales, hexagonales et trilobées (figure 4).

On retrouve, comme pour les connectiques externes, les avantages et inconvénients inhérents aux polygones :

- une fonction de verrouillage avec un rôle anti-rotationnel
- Le jeu de rotation est aussi présent, et il est toujours proportionnel au nombre de faces du polygone
- la rétention est assurée par la vis de transfixation du fait du caractère passif de la liaison Celle-ci est donc, comme pour les connectiques externes polygonales, soumise à un risque de fracture en cas de forces importantes (12).

En outre, plus il y a de faces sur polygone implantaire et plus il y a de positions possibles du composant prothétique sur l'implant. Pendant la chirurgie, le praticien n'a donc pas à orienter l'implant en fonction de la position du futur pilier si le polygone présente beaucoup de faces. Dans le cas des connexions internes trilobées en revanche, le complexe implant-prothèse s'emboîte grâce à seulement trois rainures verticales semi-circulaires. Ceci impose une réflexion lors de la chirurgie car l'implant doit présenter une des rainures en vestibulaire pour que la position du pilier soit correcte. C'est un inconvénient de ce système (13).



Figure 4 : Exemples de connexions internes : octogonale, hexagonale ou trilobée (9).

2.2. Connectiques internes coniques (type “cône morse”)

Le principe du cône morse pur a été créé par Stephen Morse. Il est basé sur un phénomène de soudure à froid qui apparaît lorsqu'on presse deux pièces très légèrement coniques ($1,5^\circ$) l'une dans l'autre (11). La rétention n'est alors plus assurée par la vis comme nous l'avons vu jusqu'à présent mais par la soudure à froid. Les cônes morse purs ne présentent donc pas de vis. Les avantages sont nombreux. Pour commencer, on observe une réduction du microgap (figure 5) entre le pilier et l'implant (0,8 nm au lieu de 30 000 nm dans le cas des connexions internes parallèles de type hexagone) (14). Ceci favoriserait l'intégration biologique de l'implant en limitant la présence de bactéries dans le microgap et en accentuant la colonisation gingivale (15).

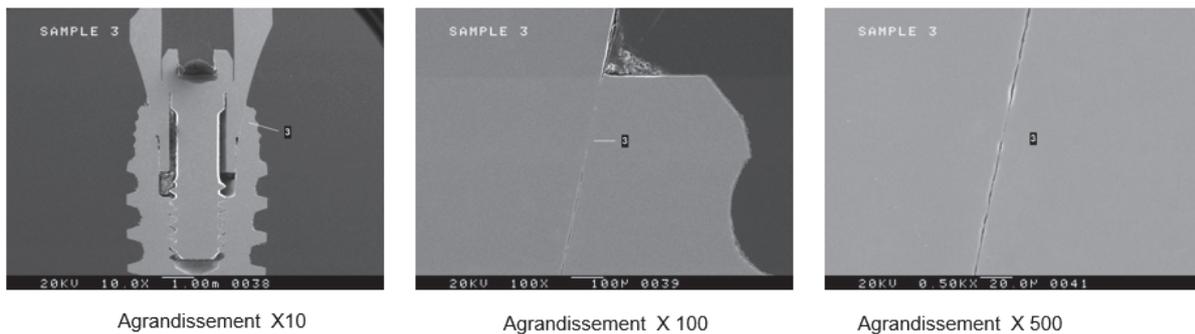


Figure 5 : Coupes verticales d'une connexion interne conique sur l'implant Nobel Active de Nobel Biocare®. Lors de l'agrandissement au microscope, le microgap présent entre le composant prothétique et l'implant est visible.

Un autre avantage est l'absence de phénomène de dévissage : la soudure est définitive.

Néanmoins, ce concept présente des inconvénients. Son caractère irréversible peut en effet s'avérer être un problème dans le cas de l'usage dentaire : les deux pièces, une fois soudées entre elles ne se déposent pas facilement, ce qui complique les ré-interventions. De plus, en l'absence d'indexation de la connexion par un polygone, il existe une infinité de positions possibles dans le sens horizontal pour les composants prothétiques sur l'implant. Ceci oblige le laboratoire et le praticien à utiliser une clé de repositionnement pour faciliter leurs échanges. Enfin, une étude a prouvé que lorsque le couple de serrage augmente, on observe un déplacement apical des piliers dans les implants (16). L'enfoncement est donc dépendant du couple de serrage (16). Il existe ainsi une multitude de positions dans le sens vertical (ceci étant à nuancer car la soudure à froid bloque ce phénomène : le pilier ne pourra pas descendre plus bas une fois soudé). Il est alors important de respecter les couples de serrage préconisés par les fabricants.

Le principe du cône morse pur a donc été aménagé pour une utilisation plus réaliste en implantologie. En effet, en augmentant la conicité des pièces de la connexion de quelques degrés, on empêche une soudure à froid réelle (on obtient une conicité comprise entre 5 et 11 degrés). L'ajout d'une vis de transfixation va alors permettre de déposer les prothèses par un dévissage classique. C'est la naissance d'un concept à mi-chemin entre le cône morse pur et la rétention par vissage seul. Les avantages de ce concept sont une diminution du risque de fracture de la vis de transfixation qui est moins sollicitée mécaniquement, mais aussi une surface de contact quatre à six fois plus étendue entre l'implant et le composant prothétique que dans les connectiques parallèles (11).

Il a aussi été démontré que la connexion interne conique transfère davantage la contrainte de la culée de manière apicale et réduit ainsi la contrainte sur l'os crestal par rapport aux connexions externes (13)(17).

Elles ont de bons résultats en termes d'intégration osseuse des implants, et leur utilisation est encouragée par les études cliniques (18).

Enfin, elles présentent d'excellents résultats en terme de desserrage de la vis : très peu de cas sont recensés, à condition de respecter les valeurs de couple recommandées (19)(20).

Ces connexions coniques inspirées du cône morse sont donc aujourd'hui populaires pour leur interface mécaniquement stable et auto-bloquante (14).



Figure 6 : Connexion interne conique inspirée du concept du cône morse (21).

Concernant le problème de l'indexation, les fabricants ont inventé un système conique indexé : le cône morse est prolongé par une indexation apicale en forme d'hexagone, passif. Le but n'est ici que de retrouver la position du pilier plus facilement. Cette solution semble être un bon compromis pour allier les avantages mécaniques de la connexion interne conique et la facilité d'utilisation d'une connectique indexée (21) (figure 7).



Figure 7 : Implants et piliers Ankylos C/ (Cône morse pur) et /X (cône morse indexé)(22).

Enfin, il est important d'aborder les méthodes de dépose des composants prothétiques après cette pseudo-soudure à froid. Il est nécessaire d'utiliser des extracteurs de piliers, vendus généralement dans la trousse de prothèse proposée par les fabricants. Leur protocole d'utilisation est détaillé dans la figure 8.

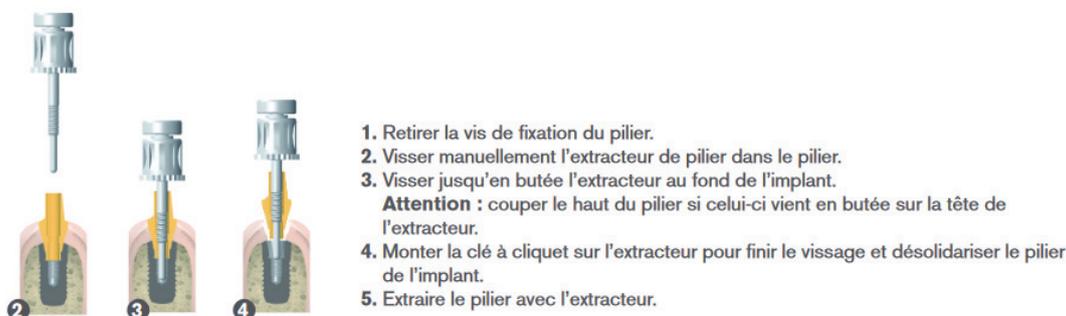


Figure 8 : Protocole de dépose d'un pilier à connexion interne conique à l'aide d'un extracteur de pilier de la marque ETK Dental® (23).

3. Connexion active ou passive

3.1. Connexion active

Une connexion active se caractérise par une rétention assurée par friction mécanique entre la connectique implantaire et le composant prothétique. Le pilier est inséré en force et c'est la vis de transfixation qui va induire ces forces d'engagement. Le rôle de la vis est donc l'activation de la connexion et pas la rétention de la prothèse (24). Une fois la connexion activée, la vis ne sert plus à rien.

Elles sont représentées par les connexions de type cône morse, elles ont donc toutes les caractéristiques de celles-ci (voir II.2.b).

Les avantages sont que l'activation va réduire l'espace présent entre les deux pièces (microgap) et rendra ainsi la connexion plus étanche.

Il existe aussi des connexions « partiellement actives » où le rôle de la vis est double : activer la connexion et participer à la rétention de la prothèse. Ce concept présente deux avantages : d'une part, les risques d'un desserrage de la vis sont réduits puisque la vis n'assure pas la rétention à elle seule. Une fois la connexion activée, la friction exercée entre les composants participe à la rétention. D'autre part, la vis assurant tout de même en partie la rétention du pilier, une réelle soudure à froid entre le pilier et l'implant n'est plus nécessaire. Il est à noter que, dans ces cas, le pilier ne resterait pas en place seul sans la vis. Ce système, que l'on peut qualifier de « connexion partiellement active » est le plus utilisé aujourd'hui dans les cas de connectiques internes coniques (figure 9). Cependant, un manque de clarté apparaît souvent à ce sujet dans la littérature, où les connexions sont dites « actives » sans plus de précision.



Figure 9 : Connexion interne conique active de l'implant Nobel Active de Nobel Biocare® (15).

3.2. Connexion passive

Ici, c'est la vis de transfixation qui assure seule la rétention du composant prothétique sur la connectique implantaire. C'est le cas de la majorité des systèmes implantaires existants (tous sauf les cônes morses purs).

Elle est définie par un espace léger entre les pièces mâle et femelle (pas de "soudure" ou "pseudo-soudure"). La performance de ce système est conditionnée par sa géométrie mais aussi par le jeu en rotation présent entre les polygones de l'implant et du pilier (voir II.1).

L'avantage de cette passivité est la dépose aisée des composants prothétiques puisqu'il suffit alors de les dévisser (en opposition aux connectiques actives de type cône morse pur). Mais depuis la création des connexions internes coniques sans réelle soudure à froid, cet avantage semble désuet.

En revanche, un des inconvénients est que toute la rétention repose sur la vis qui présente alors un risque élevé de desserrage ou de fracture. Pour pallier ce phénomène, les fabricants proposent aujourd'hui des vis avec un revêtement de carbone amorphe (DLC) commercialisées sous la marque TorqTite™ par exemple chez Nobel Biocare®. Le concept est le suivant : la mise en tension initiale de la vis correspond à une force de traction créée dans la vis lors du serrage (flèche verticale verte sur la figure 10). C'est cette force de traction qui permet de lutter contre le desserrage. Le revêtement augmente la valeur de mise en tension initiale de la vis et permet donc de diminuer le desserrage (25).

Un autre inconvénient est la présence de cet espace (microgap) entre les pièces de l'interface. En effet, une étude comparative *in vitro* entre des connexions actives et passives a mesuré à l'aide d'une caméra à rayons X la taille de ce microgap. Les résultats ont montré que les connexions passives présentaient une plus grande formation de microgap que les connexions actives (26).

Les connexions externes et internes polygonales peuvent être citées comme exemples de connexions passives.

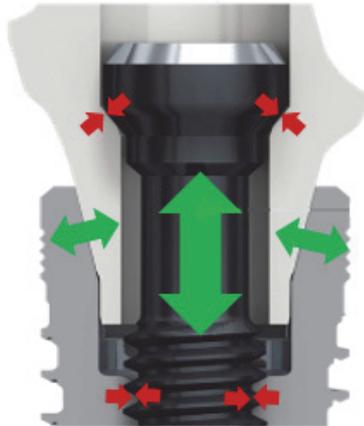


Figure 10 : Schématisation de la force de traction créée dans la vis lors du serrage (flèche verticale verte) sur une connexion interne conique de l'implant Nobel Active de Nobel Biocare®.

4. Connexion indexée ou non indexée

Une connexion est dite indexée lorsque les deux éléments de l'interface pilier-implant s'emboîtent de manière reproductible grâce à leur forme polygonale (octogone, hexagone, trilobe etc...) (figure 11). Elle est aussi appelée connexion anti-rotationnelle, ou engageante.

Elle permet donc un repositionnement précis de la pièce prothétique dans l'implant sans utiliser de clé de position pour échanger avec le laboratoire.

De plus, grâce à leur verrouillage stable, les connectiques indexées diminuent les micro-mouvements présents à la jonction pilier-implant. Cette diminution est encore plus importante lorsque l'index est un trilobe (27).

Ce type de connexion est donc celui qui convient le mieux dans les cas d'implant unitaire à connexion passive ou partiellement active du fait de son effet anti-rotationnel.



Figure 11 : Connectiques indexées (de gauche à droite) : hexagone interne, trilobe interne, hexagone externe de Nobel Biocare®.

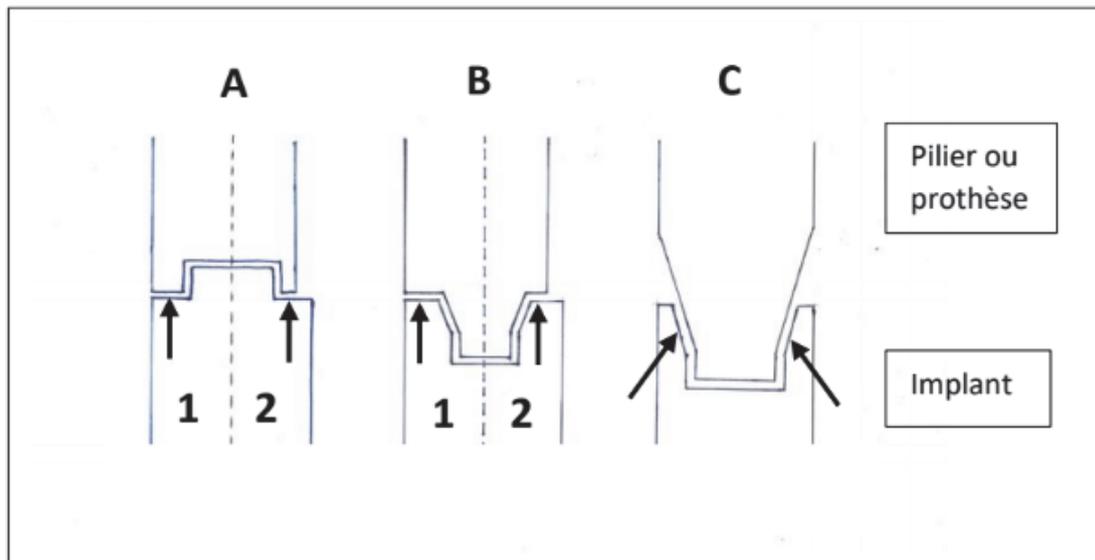
Les connectiques non indexées sont les connexions dépourvues de polygone. Il est à noter que les implants possèdent quasiment toujours un système anti-rotationnel (figure 12). Cependant, dans le cas des connexions non indexées, les composants prothétiques n'exploitent pas le système anti-rotationnel présent à l'intérieur de l'implant. C'est le cas notamment des prothèses plurales, qui n'ont pas besoin de profiter de l'indexation implantaire puisque la présence d'une seule armature connectée sur plusieurs implants impose une position unique à la prothèse.



Figure 12 : Modélisation d'un implant représentant le système anti-rotationnel à l'intérieur de l'implant, que l'on peut choisir d'exploiter ou non selon le choix du pilier (28).

5. Connexion à plat ou non à plat

La connexion est dite "à plat" lorsqu'une partie du pilier ou de la prothèse vient s'appliquer à plat sur la plateforme de l'implant. Cette notion n'a aucune incidence sur le caractère interne ou externe de la liaison. Le schéma ci-dessous illustre les différents cas possibles : une connectique externe à plat (schéma A) ; une connexion interne à plat avec un épaulement de l'implant qui bloque l'insertion du pilier et rend ainsi la connexion passive (schéma B) ; et une connexion interne conique non à plat : ici, aucun épaulement ne vient bloquer l'enfoncement du pilier, on retrouve alors le principe inspiré du cône morse qui permet une pseudo-soudure à froid du pilier sur l'implant (schéma C). On peut en revanche affirmer qu'une connexion à plat correspond à une connexion passive.



*Figure 13 : Schéma d'une connexion à plat, en connexion externe (A) ou interne (B), sans platform switching (1) ou avec platform switching (2). En connexion conique vraie (C), la connexion s'établit paroi contre paroi et le platform switching est obligatoire.
Schéma réalisé par le Docteur LAURENT Michel.*

6. Connexion directe implant ou par l'intermédiaire d'un pilier

Il existe deux catégories de systèmes implantaire : un système à deux étages composé de l'implant et de sa prothèse, ou bien un système à trois étages comprenant l'implant, son pilier, et sa prothèse. Chaque cas possède ses indications et ses bénéfices, il convient alors de bien les connaître pour tirer profit au maximum de ces diversités.

La réalisation d'une prothèse directe implant présente des avantages : elle permet tout d'abord d'économiser la hauteur du pilier. Ceci peut s'avérer intéressant, surtout dans les cas où l'espace inter-arcade est faible pour réaliser la prothèse. Ensuite, cela permet de bénéficier du système anti-rotationnel qu'offre la connectique implantaire. En effet, l'inconvénient d'utiliser un pilier est que celui-ci, même s'il présente une indexation côté implant, ne présente pas toujours d'indexation côté prothèse. Le repositionnement d'une couronne unitaire est alors impossible sans clé de repositionnement. La prothèse directe implant trouve alors son utilité pour les prothèses unitaires, où l'indexation présente à l'intérieur de l'implant (figure 12) est directement exploitée par la prothèse pour permettre son repositionnement (ceci étant à nuancer avec l'apparition de nouveaux piliers qui comportent une double indexation comme le pilier On1^{MD} de Nobel Biocare® (voir partie V.2)).

Cependant, elle présente aussi des inconvénients non négligeables. En l'absence de pilier, la liaison implant-prothèse se fait au niveau de la connectique implantaire, à proximité de l'os. Les vissages et dévissages répétés à proximité de cette zone vont alors nuire à la préservation du capital osseux et gingival. Les manœuvres prothétiques seront plus compliquées pour le praticien et plus traumatisantes pour les tissus (29).

Autre inconvénient : seuls les implants à connexion à plat pourront recevoir des prothèses plurales directes implant. En cas de connectique interne ou externe, l'angulation de l'axe des implants compliquera fortement les possibilités d'insertion de la prothèse.

Les bénéfices de l'utilisation d'un pilier découlent de ces inconvénients. Le pilier se situe entre l'implant et la prothèse. Il constitue un intermédiaire qui permet notamment, après sa mise en place, d'éloigner les manœuvres de vissages du niveau osseux. Il permettra, s'il est d'un diamètre inférieur à celui de l'implant, de réaliser le "platform-switching". Ce concept favorise la colonisation des tissus autour du col implantaire (30)(voir III.2).

Enfin, la présence d'un pilier est indispensable dans les cas de prothèses plurales si les implants ne sont pas tous suffisamment parallèles, particulièrement si la connectique n'est pas à plat. Le côté prothétique du pilier qui ne présente pas d'indexation offre une conicité supérieure à la connectique implantaire et donc des possibilités d'insertion avec des divergences marquées entre les piliers. Il existe également des piliers angulés qui pourront rattraper les divergences d'axes (figure 15).

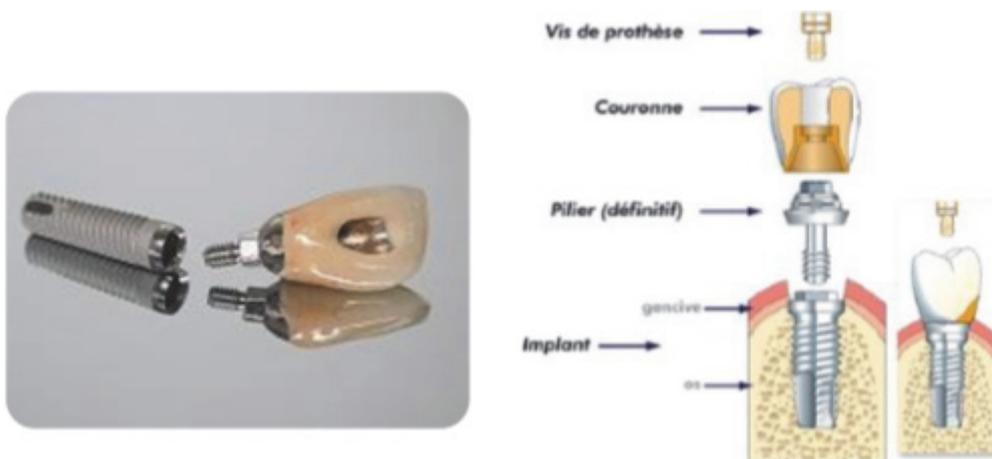


Figure 14 : Système implantaire à deux étages à gauche et à trois étages à droite (31).



Figure 15 : Exemple de pilier angulé : le pilier MUA (Multi-Unit Abutment) angulé de 17° de Nobel Biocare® (32).

Pour finir, il existe un dernier cas de figure : les implants monoblocs (figure 16). Il s'agit d'un système où le pilier fait partie intégrante de l'implant, les deux parties n'en forment plus qu'une seule, usinée dans le même métal. Il suffit ensuite de réaliser la prothèse à placer sur le pilier. L'intérêt réside dans l'absence de connexion entre le pilier et l'implant, évitant la présence d'un microgap et la prolifération bactérienne qui s'y rattache. Mais ce dispositif présente de nombreux inconvénients : tout d'abord, l'implant doit être correctement placé lors de la chirurgie car aucun rattrapage d'axe ne pourra être effectué par le pilier. Ainsi, les cas de prothèses pluraux seront difficiles à gérer car il est rarement possible d'obtenir des axes parallèles entre tous les implants. De plus, en cas de contrainte mécanique trop importante, l'absence de séparation des étages pourra évoluer en faveur d'une fracture de l'implant directement, avec des conséquences bien plus néfastes que la fracture d'une simple vis de pilier par exemple. Enfin, l'enfouissement de ces implants est plus difficile à gérer. Ce concept ne représente donc pas une solution idéale et ne peut être utilisé qu'en réponse à des besoins spécifiques (33).



Figure 16 : Implants monoblocs droits en titane de la marque Ziacom medical ZMR® & ZMR®S (34).

III) Influence de la forme de la liaison et de son comportement mécanique

1. Facteurs mécaniques influençant l'étanchéité de la connexion

L'étanchéité d'une connexion se définit par sa capacité à éviter le passage des fluides et des bactéries entre le fût de l'implant et le milieu extérieur. Une étanchéité parfaite semble utopique, et de multiples études démontrent des défauts d'étanchéité. Ces défauts concernent tous les types de connexions, même si les connexions internes sont plus étanches que les externes (35)(36).

Ainsi, il existe à l'interface entre l'implant et sa prothèse, un hiatus appelé "microgap" en anglais qui empêche l'étanchéité parfaite de la connexion. Ce microgap mesure moins de 10 µm en moyenne (37), mais les bactéries, dont le diamètre varie entre 1 et 5 µm ont le loisir de s'y nicher. Le microgap a des conséquences comme par exemple la création de micro-mouvements entre le pilier et l'implant ou encore le mouvement de fluides par effet de pompage, mais celles-ci seront étudiées dans la partie suivante. L'attention se porte tout d'abord sur les étiologies de ce microgap, et sur les facteurs qui influencent sa taille.

1.1. Forme de la connexion

Elle influence l'étanchéité de la connexion à plusieurs niveaux. Lors d'une étude menée par Scarano en 2015 sur 60 implants, les investigateurs ont utilisé un colorant, du bleu de Toluidine, afin d'évaluer les différences d'étanchéité entre les connectiques internes et externes. Les résultats ont montré que les connexions internes sont les plus étanches (38). De même, une revue systématique portant sur 30 articles, a mis en évidence une différence significative d'étanchéité entre les connexions internes et externes. En effet, une fois encore les connexions internes étaient les plus étanches, avec le taux de micro-fuites le plus faible. Cependant, les résultats vont plus loin en prouvant une différence d'étanchéité entre les types de connexions internes : ainsi, les connexions internes coniques sont les plus étanches, viennent ensuite les connexions internes hexagonales puis externes hexagonales (39).

De nombreuses autres études convergent dans le sens d'un joint plus étanche et d'un microgap plus fin pour les connexions internes par rapport aux externes (40)(41)(42).

Plusieurs affirment aussi la supériorité des connexions internes coniques par rapport aux internes parallèles et externes en termes d'étanchéité, de maintien du couple de serrage et de stabilité de pilier. L'ajustement du pilier sur l'implant est aussi plus précis. Il en résulte une réduction de la perte osseuse marginale autour des implants (26)(15)(19)(41).

Il existe une corrélation directe entre l'intégration biologique de l'implant et la taille du microgap à la jonction implant-pilier : plus le microgap est fin, plus la connexion est étanche et plus le relargage de l'infiltrat inflammatoire autour de l'implant est faible. C'est dans ces conditions que s'obtient une bonne intégration biologique à la fois osseuse et gingivale de l'implant. Ainsi, une étude a montré que les connexions internes s'intègrent mieux que les externes au niveau biologique, ce qui met en évidence une fois de plus la meilleure étanchéité des connexions internes (43)(44).

Il est cependant important de souligner que la moins bonne étanchéité des connexions externes n'entache pas leur fiabilité, et les deux systèmes (interne et externe) ne présentent pas, à long terme, de différence significative en terme d'échec prothétique ou de survie implantaire (15)(19)(40).

Concernant le caractère actif ou passif des connexions, une étude utilisant la microtomographie 3D aux rayons X pour évaluer l'espace entre le pilier et l'implant a permis d'affirmer que les connexions partiellement actives, représentées dans l'étude par les connexions internes coniques, sont plus étanches que leurs équivalentes passives, les connexions internes hexagonales. Dans les deux cas, les connexions sont internes mais c'est la pseudo-soudure à froid engendrée par le caractère actif du système qui réduit l'épaisseur du joint entre le pilier et l'implant (45)(46).

1.2. Précision de fabrication

Il existe différentes méthodes de fabrication des piliers prothétiques. Ces méthodes permettent chacune d'obtenir une précision et une qualité variable. Cependant, les imprécisions de fabrication mènent à une augmentation de la taille du microgap (47). Le choix du pilier et de son mode de fabrication revêt donc une importance capitale. Ce choix revient au praticien :

-soit le cas clinique permet l'utilisation d'un pilier préfabriqué : celui-ci est alors usiné dans un des centres d'usinages affiliés à la marque de l'implant

-soit le praticien fait le choix d'utiliser un pilier conçu sur mesure

Le laboratoire peut alors réaliser le pilier lui-même à partir d'une version calcinable coulée dans le métal souhaité (c'est le cas des piliers UCLA par exemple).

Une autre possibilité est que le pilier peut être confectionné par usinage par la technique de CFAO (Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur ou CAD-CAM (Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing) en anglais) comme les piliers Procera de Nobel Biocare® par exemple.

1.2.1. Piliers usinés

Aujourd'hui, les composants prothétiques supra-implantaires sont majoritairement réalisés par usinage. C'est un procédé de fabrication soustractif, qui permet, à l'aide d'une usineuse, de tailler un élément prothétique dans un bloc de matière brute. Ces blocs sont en titane ou en zircone dans le cas de l'implantologie. Le design de la pièce à tailler est préalablement conçu sur ordinateur :

-soit à partir de modèles prédéfinis par les ingénieurs de la firme implantaire (pour les piliers préfabriqués)

-soit à partir d'une empreinte optique réalisée en bouche (pour les piliers personnalisés réalisés par CFAO)

Les données sont ensuite transmises à l'usineuse (figure 17).

Les piliers personnalisés réalisés par CFAO pourront être réalisés en zircone ou bien en titane.

La technique d'usinage est donc la plus populaire car c'est celle qui offre la plus grande précision lors de la fabrication des pièces prothétiques (48). Ceci permet d'obtenir une bonne étanchéité de la connexion grâce à une meilleure adaptation entre l'implant et son pilier. De nombreuses études ont préconisé, après comparaison entre les techniques de surcoulée et d'usinage, d'utiliser des piliers usinés pour leur plus grande précision d'adaptation (49)(50).



Figure 17 : Schémas comparatifs de piliers usinés sur-mesure à gauche et préfabriqués à droite (51).

1.2.2. Piliers surcoulés

Il est tout de même important d'apporter quelques précisions sur la technique de surcoulée, représentée par les piliers UCLA.

La technique est développée par l'Université de Californie à Los Angeles et commercialisée à partir de 1988 par la société 3i (pilier UCLA Certain®). Le pilier est conçu à partir d'une embase en métal (généralement en titane et plus rarement en chrome-cobalt ou en or), surmontée d'un cylindre calcinable qui préfigure le futur puits de vissage. La forme du pilier sera donnée par adjonction de cire autour du cylindre. Puis l'ensemble est mis en revêtement et coulé dans le métal demandé par le praticien. Cette technique est dite de "surcoulée" (figure 18). Cependant, la précision d'adaptation du pilier sur le cylindre d'armature dépend grandement de la mise en œuvre au laboratoire et reste très inférieure à celle des piliers usinés (45). Une étude a prouvé que l'espace entre le cylindre et l'implant est en moyenne deux fois plus important avec la technique de surcoulée qu'avec l'usinage (50).

La technique d'usinage, plus précise, plus rapide et plus simple à mettre en œuvre grâce à la conception informatique est donc aujourd'hui plus utilisée que la technique de surcoulée pour la réalisation des piliers personnalisés.

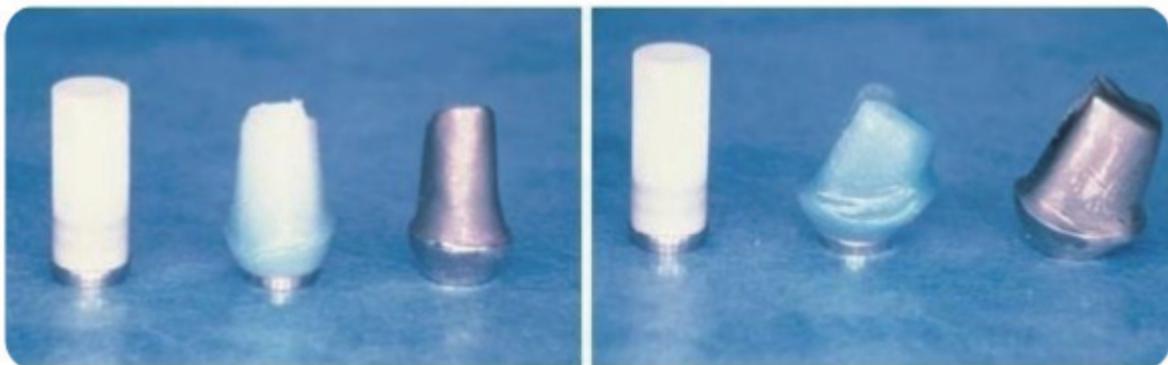


Figure 18 : Pilier UCLA : Cylindre calcinable sur bague en alliage d'or, maquette en cire, pilier (droit et angulé) coulé en alliage d'or (51).

Le choix du mode de fabrication dépend donc évidemment de l'indication clinique mais devra prendre en compte la qualité de mise en œuvre permise par chaque technique. Il apparaît ainsi plus indiqué de privilégier l'usinage pour la réalisation du pilier prothétique afin de limiter les défauts d'adaptation coupables d'infiltration bactérienne.

1.3. Couple de serrage

Mécaniquement, le serrage d'une vis permet de maintenir ensemble deux pièces différentes, qui sont dans le cas présent le pilier et l'implant. Le couple de serrage correspond à la force appliquée pour exercer ce serrage. Il est aussi appelé "torque", et se mesure en N.cm. Le serrage peut être réalisé manuellement à l'aide d'un tournevis mais il sera alors imprécis : le taux d'erreurs est compris entre 15% et 48%. Il convient d'utiliser une clé dynamométrique ou un contre-angle dynamométrique pour pouvoir évaluer sa valeur avec exactitude (52)(53).

Lorsque que le serrage est réalisé, une force appelée précharge ou charge résiduelle va entraîner une première phase de déformation de la vis : la déformation élastique (figure 19). La vis s'allonge, et ses spires s'étendent à l'intérieur du filetage du corps de l'implant, permettant ainsi d'augmenter la stabilité du pilier sur l'implant.

Cependant, un phénomène de desserrage peut survenir, initié par plusieurs facteurs : tout d'abord, la déformation de la vis reste réversible et diminue dans le temps. De plus, les micro-rugosités présentes entre l'implant et le pilier s'estompent peu à peu, diminuant la stabilité de l'ensemble. Enfin, un phénomène d'encastrement se produit entre le pilier et l'implant au fil du temps, on observe alors une diminution de la longueur de ce complexe et ceci favorise le desserrage de la vis (54)(52).

Le desserrage signe la perte de l'étanchéité de la connexion : il est responsable d'une infiltration bactérienne entre l'implant et le pilier (49). Afin de limiter ce phénomène, plusieurs études datant de 2003 à 2011 recommandaient de réaliser un premier serrage au torque préconisé par le fabricant, puis un deuxième serrage au même torque dix minutes plus tard avec un dynamomètre mécanique (54)(53). Cependant, une étude plus récente datant de 2017 va à l'encontre de ce postulat et démontre au contraire que le deuxième serrage entraînerait un aplatissement des micro-rugosités présentes sur le filetage de l'implant et celui de la vis, provoquant un desserrage plus facile (52). Les fabricants ne préconisent pas non plus de deuxième serrage différé.

Le couple de serrage, pour garantir une pérennité de la liaison implant-pilier, doit donc être assez élevé pour engendrer une déformation élastique de la vis (réversible), sans pour autant atteindre une déformation plastique (irréversible) qui entraînerait une fracture de celle-ci. Il varie selon les matériaux utilisés (alliage d'or ou titane) (figure 19).

Il est primordial, quelle que soit la situation, de respecter le couple de serrage préconisé par le fabricant car il correspond à la valeur de torque optimale en tenant compte de la résistance mécanique de la vis et du pas de vis. Le vissage des piliers par exemple nécessite un torque de 15 à 35 N.cm selon les marques.

Pour conclure, le couple de serrage joue donc un rôle important dans l'étanchéité de la connexion puisqu'il influence en grande partie les phénomènes de desserrage de la vis.

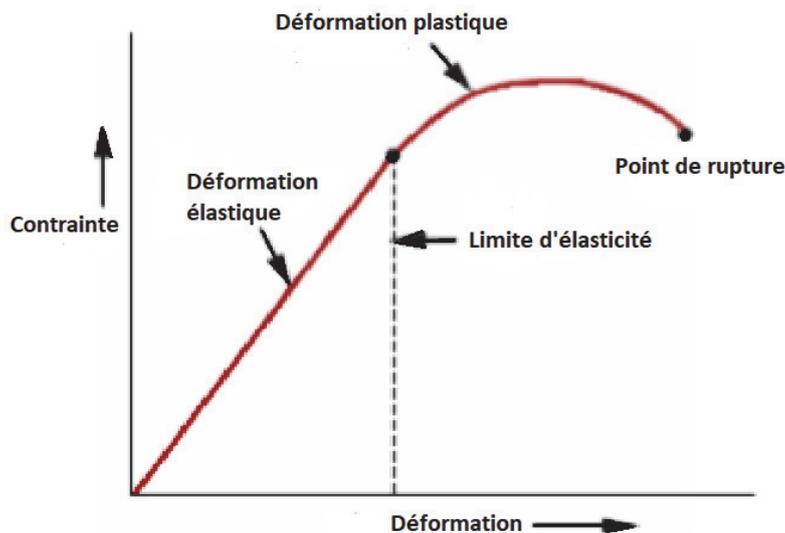


Figure 19 : Schéma montrant les différentes étapes du comportement mécanique d'un matériau lors de l'application d'une contrainte : de la déformation élastique à la rupture (55).

1.4. Remarque sur les matériaux d'obturation du puits d'accès à la vis

L'étanchéité du complexe prothèse-implant se joue en deux endroits : au niveau de la connexion et au niveau du puits d'accès à la vis (56). Ces deux aspects sont indissociables : ils ne vont pas l'un sans l'autre. Ainsi, bien que le sujet de cette thèse soit concentré sur la connexion, il est important d'aborder le thème de l'obturation du puits d'accès à la vis.

Pour les prothèses scellées, l'obturation du puits d'accès à la vis de pilier est réalisée avec deux objectifs : renforcer l'étanchéité procurée par le matériau de scellement et protéger la tête de vis pour faciliter les ré-interventions futures.

Pour les prothèses vissées, c'est l'obturation du puits d'accès à la vis de prothèse qui est réalisée (figure 20). Il est recommandé d'utiliser de la résine composite, qui présente notamment un avantage esthétique. Cependant, elle n'empêche pas complètement le passage des fluides. En effet, une étude de Park en 2012 a prouvé le passage d'un colorant de fuschine à l'intérieur de l'implant même en présence d'un bouchon obturateur de résine (57). Elle doit donc être doublée d'un second matériau : pour les obturations définitives, la gutta percha condensée à chaud est celle qui présente la meilleure étanchéité contre l'infiltration bactérienne (57)(58).

Pour les obturations provisoires, il est possible d'utiliser des polyvinylsiloxanes (silicone), mais leur capacité d'étanchéité ne dépasse pas deux mois (59). Du téflon (tétra-fluoro-éthylène) ou encore une boulette de coton avec un ciment provisoire de type Cavit pourront être employés, malgré leurs moins bons résultats en termes d'étanchéité (figure 21) (57).



Figure 20 : Photographies comparant la situation des puits d'accès sur couronnes transvissées à gauche et scellées à droite.

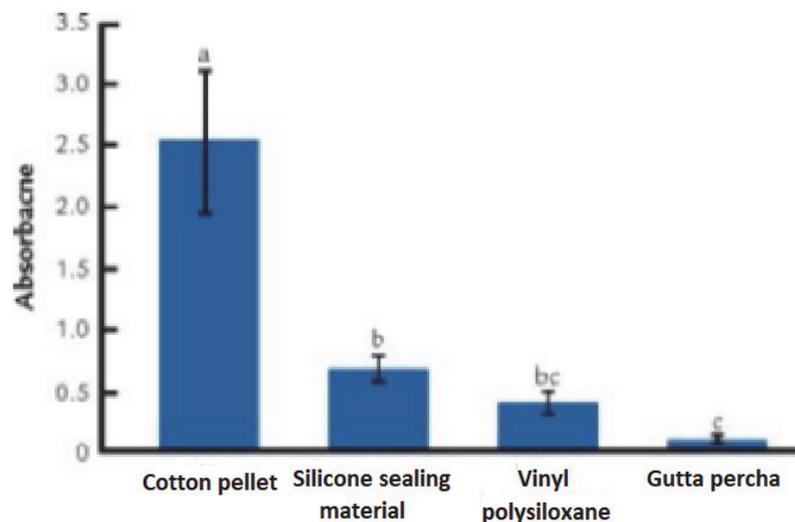


Figure 21 : Schéma représentant la quantité de bactéries relevée à l'intérieur d'implants dont les puits d'accès à la vis ont été obturés par différents matériaux (57).

2. Micro-mouvements et mouvements des fluides

Il convient à présent de s'intéresser aux conséquences de ce microgap.

Au niveau de la jonction entre l'implant et sa prothèse, un jeu inévitable existe entre les pièces: sous l'effet des contraintes occlusales, la rigidité de la connexion s'altère légèrement ce qui entraîne la formation de micro-mouvements. Une étude menée sur un panel de 60 implants a montré que la perte osseuse associée à la mise en charge de l'implant était en réalité due à ces micro-mouvements présents entre le pilier et l'implant. En effet, dans l'étude, les implants sont divisés en deux catégories : ceux dont l'interface implant-pilier a été soudée, empêchant les micro-mouvements, et ceux dont l'interface n'est pas soudée. Dans le deuxième groupe, différentes tailles de microgaps étaient sélectionnées. Les résultats ont montré que les implants dont les pièces ont été soudées ont eu une perte osseuse crestale moins importante que ceux qui n'étaient pas soudés. Dans le groupe non soudé, la taille du microgap n'a pas eu d'influence sur la perte osseuse (60).

Les micro-mouvements influencent donc plus les remaniements osseux péri-implantaires que la taille du microgap. Leur amplitude est fonction de divers paramètres.

Tout d'abord, l'origine de fabrication des piliers joue un rôle dans leur précision d'adaptation. Il existe des piliers « originaux » qui sont réalisés par le fabricant de l'implant, des piliers « certifiés » qui sont fabriqués par un centre de fraisage tiers certifié par le fabricant original, et des piliers « compatibles » qui sont alors réalisés dans un centre de fraisage tiers mais non certifié par le fabricant implantaire. Une étude menée par Berberi en 2016 sur 15 implants a mis en évidence le fait que les micro-mouvements étaient plus importants lorsque le pilier utilisé était un pilier de marque différente de l'implant (61). L'utilisation de piliers « originaux » est donc à privilégier.

De plus, des différences de dureté sont observées entre les matériaux de l'implant et du pilier lorsque l'implant est composé de titane Grade 4 commercialement pur et le pilier composé d'alliage Ti6Al4V (Grade 5). Ceci provoque, avec le temps, l'usure de chacun des composants. Ce phénomène favorise alors les micro-mouvements au niveau de la connexion (47).

Enfin, la géométrie de la connexion a son importance dans l'amplitude des micro-mouvements observés. Plusieurs études prouvent que la connexion interne trilobée est celle qui présente le moins de micro-mouvements (27). Les connexions internes coniques sans réelle soudure à froid font preuve, quant à elles, d'une usure de frottement induite par les mouvements de flexion, ce qui provoque une perte de leur capacité anti-torsion et donc une perte de stabilité de la connexion (62,63) par rapport aux connectiques internes trilobées. Cependant, ces valeurs étant minimales, les conséquences cliniques ne sont pas démontrées.

Un autre aspect inhérent aux micro-mouvements est le mouvement des fluides entre l'intérieur et l'extérieur de l'implant. En effet, un mouvement d'ouverture/fermeture se crée au niveau de la connexion, entraînant un phénomène de micro-pompage des fluides buccaux chargés en bactéries. On observe alors une propulsion des bactéries à l'intérieur de la connexion et une diffusion d'un infiltrat inflammatoire dans un champ d'une demi-sphère de 1 à 1,5 mm de rayon autour de la connexion (64,65). Ceci provoque l'apparition d'une lyse osseuse à ce niveau (65). La quantité de fluide brassée par ce pompage est d'autant plus importante que le diamètre de la connexion est large.

Afin de limiter la perte osseuse liée à cette diffusion des fluides, un nouveau concept a vu le jour dans les années 1990. L'idée est qu'en réduisant le diamètre du pilier, on obtient un décalage horizontal de la zone de connexion, ce qui réduit l'angle de diffusion de l'infiltrat inflammatoire lors du micro-pompage. La perte osseuse autour de la connexion est ainsi réduite. C'est le concept du Platform-Switching (commutation de plateforme).

3. Influence de la commutation de plateforme sur l'organisation gingivale

La découverte du platform-switching est fortuite : en 1991, la société 3i a commercialisé des implants de large diamètre (5 et 6 mm) mais n'a pas fourni les piliers de diamètre équivalent. Les seuls piliers disponibles étaient de taille standard (4,1 mm). Ainsi, dans plusieurs restaurations postérieures, des implants connectés à des piliers de diamètre inférieur sont apparus. Contrairement à ce qui était attendu, le suivi radiographique à long terme a permis d'observer une perte osseuse marginale plus faible autour de ces implants (66). Le concept du platform-switching est né ainsi. De nombreuses recherches ont permis, par la suite, de mieux comprendre ce phénomène.

Ce concept s'est alors répandu chez les différents fabricants, chacun y associant un nom différent : Platform-Switching pour 3i®, Shifting-Platform chez Nobel Biocare®, Tissue Care Connection chez Dentsply® ou encore Connective Contour pour Astratech® (67). Il existe aussi pour les implants à connectique externe (68)(69)(70).

Tout d'abord, ce concept se définit par un décalage horizontal de la paroi du pilier par rapport à la paroi de l'implant. Ce décalage permet de réduire l'angle de diffusion de l'infiltrat inflammatoire dont il a été question précédemment : il passe de 180° à une valeur inférieure à 90° (67). Ceci diminue la surface exposée à cet infiltrat et réduit donc l'inflammation des tissus mous et de l'os créal environnant (66) (figure 22).

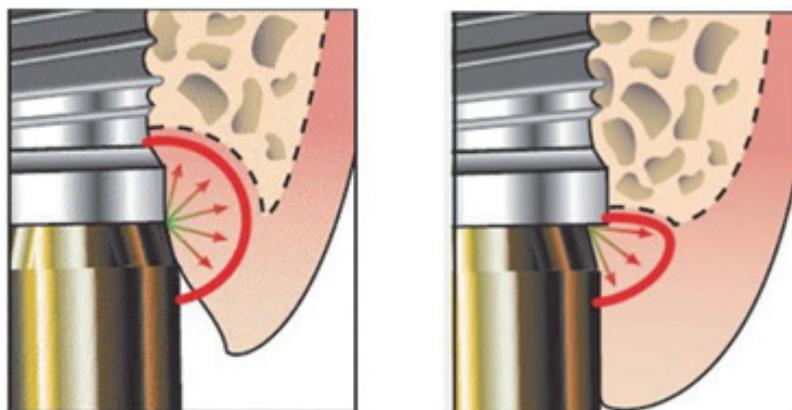


Figure 22 : Schématisation de l'angle de diffusion de l'infiltrat inflammatoire dans les tissus péri-implantaires.

À gauche le concept de platform-matching, à droite le concept de platform-switching (71).

Ce recul de la zone de connexion éloigne physiquement les bactéries présentes à l'intérieur de l'implant et de la connexion de la crête osseuse et évite ainsi une proximité directe os-bactéries. L'inflammation de l'os et des tissus mous en est réduite (30).

De plus, le platform-switching va permettre de reformer l'espace biologique autour de l'implant: celui-ci s'établit alors horizontalement dans l'espace libéré par le pilier. La surface disponible pour le développement des tissus mous augmente et il y a formation d'un anneau gingival autour du pilier qui joue un rôle de protection de l'implant contre les attaques extérieures (72)(67). Le pilier In-kone^{MD} de chez Global D^{MD} en est un bon exemple : le col de l'implant est positionné légèrement en infra-crestal et le pilier associe le concept de platform-switching et une forme "tulipée" pour garantir un épais joint muqueux (figures 23 et 24). L'étude du Docteur Valles du département de parodontologie de Barcelone en 2018 démontre la supériorité de cette technique en termes de préservation osseuse (73).



Figure 23 : Schématisation du positionnement infra-crestal de l'implant et de son pilier à forme "tulipée" dans le concept In-koneMD de chez Global DMD pour un meilleur sertissage tissulaire (74).

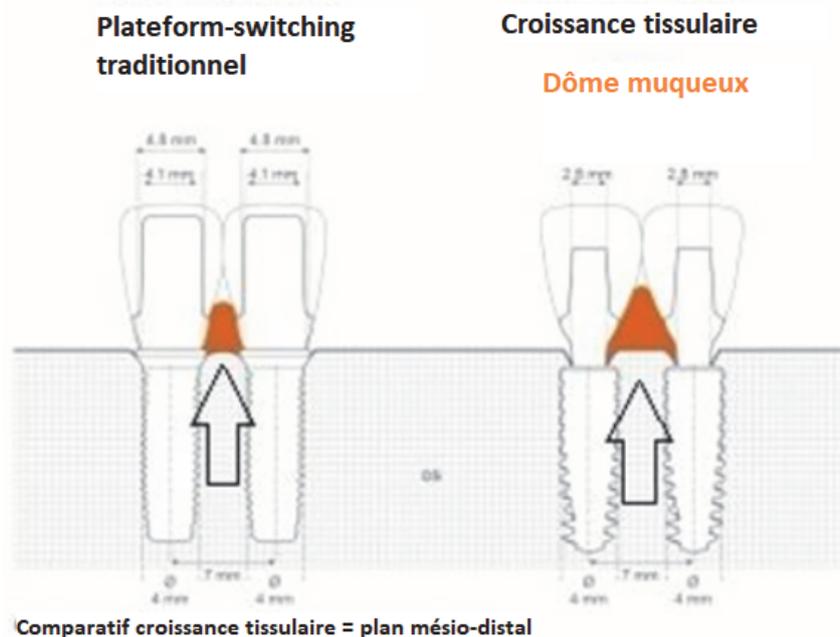


Figure 24 : Comparatif de la croissance tissulaire entre le concept platform-switching traditionnel juxta-crestal et le concept In-koneMD de chez Global DMD infra-crestal avec pilier de forme "tulipée" (74).

La lyse osseuse autour de l'implant diminue de 30% par rapport aux systèmes en bout à bout, elle n'atteint pas la première spire (environ 0,36 mm par an) (75)(76). L'association du platform-switching et de connexions coniques semble encore améliorer ce phénomène (77). Plusieurs études ont aussi prouvé que cette perte osseuse est inversement proportionnelle au décalage transversal entre le pilier et l'implant (78)(79). Sur le plan esthétique, ce maintien du niveau osseux est un atout en termes de soutien des tissus mous, notamment pour la préservation des papilles.

Sur le plan mécanique, la diminution centripète du diamètre du pilier permet de réduire de 2 à 7% le stress subi par l'os cortical (76)(80)(81)(82). La distribution des forces occlusales est aussi modifiée : elles sont transmises au centre de l'implant. Les forces et micro-mouvements s'exercent donc à distance de l'interface os-implant, facteur qui réduit la résorption osseuse (69)(76). Cependant, les contraintes reçues par le pilier et la vis augmentent, ainsi que le risque de fracture à ce niveau (83)(76).

Pour conclure, sur la base des preuves actuelles, l'utilisation de piliers de plus petit diamètre que leurs plateformes d'implants correspondantes semble exercer des effets bénéfiques sur l'os marginal et sur les tissus mous péri-implantaires (84)(85)(86). Ce concept de platform-switching améliore donc l'intégration biologique des implants (87)(88). Il est toutefois important de noter qu'à long terme ces différences de résorption avec les systèmes en bout à bout se réduisent (89)(90).

IV) État de surface et matériaux

L'intégration biologique des implants est, comme expliqué précédemment, fonction de divers paramètres concernant leur connexion avec les composants prothétiques. Il paraît à présent important de s'intéresser à la composition des pièces qui constituent cette connexion. En effet, les biomatériaux utilisés, ainsi que les revêtements mis en place à leur surface jouent un rôle dans la colonisation des tissus autour de l'implant.

Le choix des biomatériaux est fonction de leur coût, de leur résistance mécanique, de leur biocompatibilité ou encore de leur facilité de mise en œuvre. Deux biomatériaux seront principalement étudiés : le titane et la zircone. Ils présentent tous deux une excellente biocompatibilité. Leur avantages et inconvénients sont souvent complémentaires, et il incombe au praticien de privilégier l'un ou l'autre en fonction de la situation clinique.

1. Biocompatibilité des pièces en titane

Le titane possède des propriétés mécaniques et biologiques remarquables. Il est utilisé sous différentes formes classées en 5 grades : grades 1 à 4 pour le titane commercialement pur (TiCp) composé de 99,5% de titane et de 0,5% d'impuretés et grade 5 pour l'alliage de titane, aluminium et vanadium (TiAl₆V₄) (91). Seuls les grades 4 et 5 présentent une résistance suffisante pour être utilisés en implantologie (figure 25).

	Limite élastique (MPa)	Limite de rupture (MPa)	Module d'élasticité (GPa)	Allongement (%)	Dureté (VHN)	CET (10 ⁻⁶ .°C ⁻¹)
Grade 1	200	290-410	105-110	>30	120	8-9
Grade 2	250	390-540	105-110	>22	150	8-9
Grade 3	320	460-590	105-110	>18	170	8-9
Grade 4	390	540-740	105-110	>16	200	8-9
Ti-6Al-4V	895	965	114	18	340	8,6-9,2

Figure 25 : Tableau récapitulatif des propriétés des différents alliages de titane (92). La nature et la quantité des impuretés (azote, fer, oxygène...) présentent dans les grades 1 à 4 expliquent leurs différences de propriétés mécaniques.

Actuellement, la mise en forme du titane utilise majoritairement 2 grands principes : la coulée et l'usinage.

Ce biomatériau présente de nombreux avantages. Tout d'abord, la biocompatibilité du titane pur est excellente, les cas de génération de particules de titane ou d'alliage de titane dans les tissus à cause de la corrosion ou de l'usure étant très rares, de même que les cas de réaction allergique (93). Les produits de sa corrosion sont moins toxiques que ceux des alliages chrome-cobalt ou nickel-chrome, qui induisent une inflammation chronique des tissus environnants (94).

Le titane présente une hydrophobicité et des valeurs d'énergie libre de surface plus faibles que la zircone. Lors d'une étude menée par De Avila en 2017 comparant l'adhésion bactérienne sur des disques de titane ou de zircone stabilisée à l'yttrium (Y-TZP), il a été prouvé que 6,1 fois moins de bactéries adhéraient au titane (95). L'inflammation gingivale et osseuse provoquée par la rétention bactérienne peut alors être plus facilement évitée.

Il permet également d'établir des connexions plus étanches vis à vis de l'infiltration bactérienne que lorsque les piliers sont en zircone, en procurant un microgap pilier-implant plus fin (36)(39).

Mécaniquement, la résistance à la fracture du titane de grade 4 ou 5 est élevée, les cas de fracture de piliers en titane sont plus rares que pour les piliers en zircone. Cependant, au lieu de se rompre, le titane va se déformer plastiquement, ce qui peut avoir des conséquences néfastes comme la déformation de la vis ou du pilier par exemple (96).

Un autre inconvénient du titane est sa couleur métallique, notamment dans les cas où la cicatrisation se fait jusqu'à la plateforme implantaire, et où l'on assiste à une visibilité directe du pilier. En cas de parodonte fin, le pilier en titane peut aussi être visible à travers la gencive : il modifie la couleur gingivale péri-implantaire résultante (figure 27) (97)(98). La zircone, qui imite mieux les propriétés optiques de la dent naturelle s'avère alors plus adéquate en situation esthétique.



Figure 26 : Photographie de piliers en titane à connectique interne conique à gauche et à connectique interne trilobée à droite (99).



Figure 27 : Photographie montrant la visibilité du pilier en titane à travers un parodonte fin : aspect grisé de la gencive au niveau de l'implant 46. Photographie prise par le Docteur LAURENT Michel.

2. Apport de la zircone dans la conception des éléments prothétiques

Le titane a été le matériau le plus utilisé pour la conception des piliers implantaires, mais aujourd'hui la zircone est de plus en plus choisie pour son atout esthétique notamment.

La zircone ou oxyde de zirconium est formée d'atome de zirconium. À l'état naturel elle est présente sous forme de silicate de zirconium ($ZrSiO_4$) ou d'oxyde allié à différentes impuretés. Les cristaux existent sous différentes formes : monoclinique, quadratique (ou tétragonale) et cubique. Les phases monocliniques et cubiques offrent de plus faibles propriétés mécaniques comparées à la phase quadratique. Leur stabilité est dépendante des conditions de température, de pression, et d'environnement dans lesquelles ils se trouvent (100)(101)(94).

La zircone est une céramique polycristalline (sans phase vitreuse) dans laquelle de très fortes liaisons covalentes ou ioniques entre atomes assurent d'excellentes propriétés mécaniques et chimiques. La zircone pure (HIP) est remarquable en termes de propriétés mécaniques et optiques, avec la résistance mécanique la plus élevée de tous les matériaux dentaires non métalliques. Cependant, cette zircone pure a été modifiée par ajout d'yttrium pour la rendre plus stable en phase tétragonale à température ambiante : on parle alors de zircone Y-TZP. Cette nouvelle forme de zircone est aussi différente dans sa conception puisqu'elle n'est que partiellement frittée, ce qui la rend plus tendre et facile à usiner. Avec une fiabilité la rendant quasiment sans défaut de par sa fabrication industrielle, elle est un matériau d'avenir. Il faut remarquer cependant que toutes les retouches au laboratoire ou au fauteuil induisent la formation de rayures, amorces potentielles de fissures. Il faudra donc s'abstenir de retoucher ces pièces (100)(101)(94).

Les pièces prothétiques en zircone sont réalisées par usinage.

Une des qualités des piliers en zircone est leur apparence esthétique (figure 28) (102). Une étude menée sur des implants en titane posés dans des mâchoires de porcs à muqueuse péri-implantaire fine a comparé les changements de couleur de la muqueuse induits par des piliers en zircone et en titane. Elle a mis en évidence que, pour des muqueuses d'épaisseur inférieure à 2 millimètres, tous les piliers induisent un changement de coloration. Cependant, le titane induit une coloration deux fois supérieure à la valeur du seuil détectable, alors que la zircone imite mieux les propriétés optiques de la dent. En revanche, en cas d'épaisseur de tissu péri-implantaire supérieure à 2 millimètres, aucune coloration n'est visible quel que soit le pilier (97)(98).

Sur le plan mécanique, la zircone offre tout de même une grande solidité, largement supérieure aux forces mises en jeu dans le cadre des restaurations antérieures. Les forces maximales de déformation et de rupture du titane et de la zircone sont même sensiblement équivalentes selon certaines études (103). Une méta-analyse datant de 2018 a confirmé que les piliers en zircone sont mécaniquement et biologiquement satisfaisants, sans être supérieurs aux piliers en titane (107).

Le principal inconvénient de la zircone reste sa susceptibilité à la fracture. En effet, en cas de contrainte excessive, le titane se déforme de façon irréversible alors que la zircone se fracture, ce qui augmente le risque d'échec (96).

De plus, les piliers en zircone ont une dureté supérieure à celle du titane, ils augmentent donc l'usure de la plateforme en titane de l'implant lors de sa mise en fonction (104).

Enfin, l'utilisation de piliers en zircone direct implant n'est pas conseillée en raison de leur faible résistance à la flexion dans une configuration de connectique interne. La majorité des piliers en zircone commercialisés aujourd'hui présentent donc une base en titane permettant la connexion à l'implant. Ce système qui mêle l'esthétique de la zircone à la solidité du titane est bien plus résistant que les piliers en zircone seule (figure 28)(105).

En conclusion, l'esthétique reste le principal avantage du pilier en zircone par rapport au titane. Des réserves persistent concernant le risque de complications mécaniques. Les données manquent pour les piliers en zircone avec embase en titane, bien que les perspectives de cette conception soient prometteuses (106). D'une manière générale, les cas des restaurations supra-implantaires avec pilier en zircone étant récents, nous disposons de peu de recul clinique sur l'utilisation de ce matériau en implantologie (107).



Figure 28 : Modélisation d'un pilier implantaire entièrement en zircone à gauche (angulé, à connectique interne, de la marque Biotech Dental®) et d'un pilier en zircone sur une embase en titane à droite (angulé, à connectique interne hexagonale, de la marque Tov implant®) (108).

3. Etat de surface des pièces prothétiques : adhésion cellulaire et bactérienne

L'état de surface d'une pièce regroupe différentes notions comme la forme, l'ondulation et la rugosité (figure 29). Le facteur qui influence le plus l'adhésion cellulaire et bactérienne est la rugosité. Les fabricants ont donc mis en place plusieurs traitements de surface des pièces prothétiques afin de modifier leur rugosité, le but étant d'obtenir un état de surface favorable à la colonisation par les cellules des tissus péri-implantaires et défavorable à la colonisation par les bactéries (109). En effet, un pilier présentant un anneau muqueux adhérent et stable, est un élément important dans l'intégration biologique et la survie de l'implant.

Les traitements de surface tels que l'usinage, le micro-usinage, le sablage au moyen de différentes particules, l'application par spray d'un plasma de titane ou d'hydroxyapatite, le mordantage chimique ou électrochimique, ou encore l'anodisation vont permettre de moduler la topographie de surface à l'échelle millimétrique voire nanométrique (109).

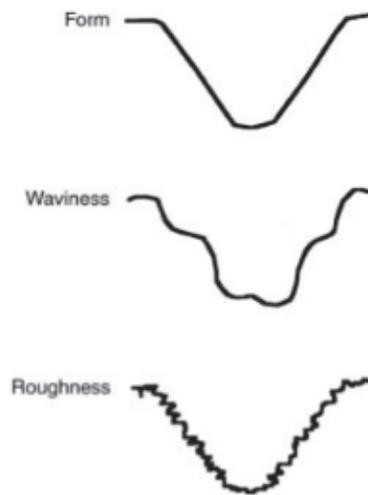


Figure 29 : Schématisation des différents facteurs qui définissent l'état de surface (Form : forme ; Waviness : ondulation ; Roughness : rugosité) (109).

Concernant l'adhésion cellulaire aux surfaces, un premier paradigme a été établi dans les années 1990 selon lequel l'adhérence des fibroblastes du tissu conjonctif augmente proportionnellement avec la rugosité des piliers en titane (110)(111).

Ce postulat a été complété quelques années plus tard. En effet, certaines études ont montré qu'une surface lisse favorise le développement des cellules épithéliales.

Une surface lisse est donc plus favorable à la colonisation épithéliale. Cependant, une surface légèrement rugueuse est plus favorable à la colonisation conjonctive, qui limite plus efficacement la migration apicale de l'épithélium de jonction (112)(113).

Concernant l'adhésion bactérienne aux surfaces prothétiques, les études s'accordent sur le fait que les bactéries adhèrent mieux aux surfaces rugueuses. Une revue de littérature a indiqué qu'une augmentation de la rugosité de la surface au-dessus du seuil de 0,2 μm facilite la formation de biofilm sur les matériaux de restauration (114)(115).

Pour conclure, le seuil de rugosité de 0,2 μm est la valeur la plus favorable à l'obtention d'un anneau muqueux épais et stable autour du pilier, sans favoriser la colonisation bactérienne responsable de l'inflammation des tissus.

4. Revêtements des pièces prothétiques et colonisation gingivale

Il est donc facile de comprendre que l'état de surface et notamment la rugosité ont une forte influence sur la santé des tissus mous péri-implantaires et leur colonisation des surfaces prothétiques. Mais la nature de la surface possède aussi son importance. Le titane ou la zircone présentent d'excellentes propriétés biologiques, cependant, ces propriétés peuvent encore être améliorées par l'ajout d'un revêtement sur les pièces prothétiques.

Un revêtement peut se définir comme un élément qui recouvre une surface pour la protéger ou la consolider. Dans le cas des piliers implantaires, les qualités recherchées sont une limitation de l'adhésion bactérienne, la formation d'un système d'attache épithélio-conjonctif et la résistance du revêtement au brossage ou autres moyens prophylactiques utilisés en bouche.

4.1. Revêtement par du titane nitruré (TiN)

Le revêtement par du titane nitruré (TiN) est une conséquence de la réaction entre le diazote de l'air et le titane à très haute température. Des nitrures apparaissent alors à la surface du titane : ils permettent d'augmenter sa résistance à la corrosion ainsi que sa résistance à l'usure mécanique infligée par les moyens prophylactiques utilisés dans la cavité buccale (brossage, utilisation de fluorides, d'instruments ultra-soniques etc.). Par ailleurs, ce revêtement présente une couleur dorée qui est intéressante puisqu'elle permet une meilleure intégration esthétique parodontale. Enfin, il augmente la colonisation de la surface par les fibroblastes du tissu conjonctif grâce à sa forte biocompatibilité avec les tissus (116).

L'obtention de ce revêtement est possible par deux moyens : pulvérisation ou dépôt physique de vapeur (PVD : Physical Vapor Deposition). Ce revêtement ne modifie pas la rugosité de la surface sous-jacente.

Bien que le titane nitruré augmente la résistance du titane, l'utilisation de curettes en acier et en titane ou d'un embout à ultrasons à forte pression peut créer une perte de substance dans le revêtement. Il est donc recommandé d'utiliser des embouts ultrasonores en plastiques ou des curettes à faible pression lors des séances de maintenance (116).

4.2. Revêtement par du nitrure de zirconium (ZrN)

Ce traitement de surface permet quant à lui une meilleure résistance mécanique et chimique. Il favorise également la fixation des fibroblastes. Ce revêtement, comme celui de nitrure de titane, fait environ 2 μm d'épaisseur. Il ne modifie pas la rugosité de la surface sous-jacente (116).

Les deux revêtements cités ci-dessus rendent les structures moins favorables à l'adhésion bactérienne mais plus favorables à l'adhésion fibroblastique (117)(118).

4.3. L'anodisation de surface

Le principe est le suivant : lorsque le pilier en titane sort de son emballage stérile et se retrouve au contact de l'air ambiant, des hydrocarbures inhibiteurs de la cicatrisation se fixent à sa surface. Afin de pallier ce phénomène et de favoriser la croissance tissulaire autour du pilier, une anodisation du pilier est réalisée.

L'anodisation est une oxydation superficielle qui induit la formation d'une couche d'oxydes, hydrophile, à la surface du titane. Elle est obtenue par passage d'un courant électrique dans une solution d'électrolyte, la pièce en titane jouant le rôle de l'anode.

Les hydrocarbures, au lieu de se fixer au titane, vont alors se fixer à cette couche protectrice. L'intérêt de cette technique est que, grâce à la présence de groupements hydroxyles (OH) dans la couche protectrice, celle-ci va se dissoudre au contact des liquides buccaux, emmenant avec elle les hydrocarbures. Ce phénomène laisse donc apparaître la surface de titane immaculée du pilier et l'adhésion tissulaire en est facilitée (figure 30) (119)(120).

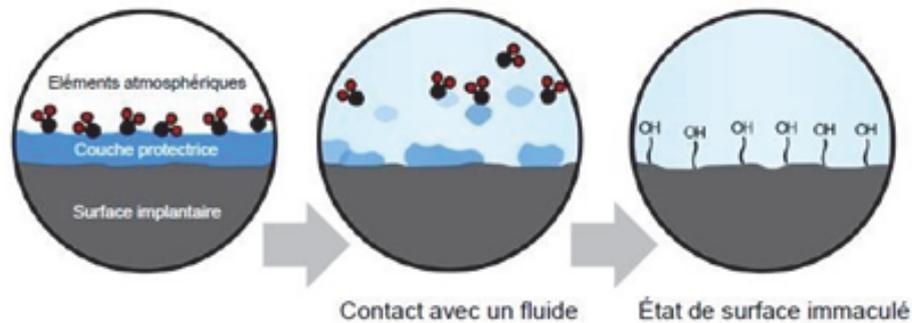


Figure 30 : Schématisation de la fonction de la couche protectrice et de ses groupements hydroxyles (121).

Une application concrète est commercialisée par la marque Nobel-Biocare^{MD} qui propose le revêtement de surface Xeal^{MD} pour les piliers On1^{MD} et Multi-Unit afin de favoriser la croissance des tissus mous (figure 31).



Figure 31 : Avantages des revêtements de surface XealMD pour les piliers et TiUltraMD pour les implants de la marque Nobel-Biocare[®] (121).

4.4. Traitement de surface à l'aide de lumière UV ou de plasma non thermique

L'étude de Guo et al. en 2019 s'est intéressée à des échantillons usinés de titane et de zircone qui ont été traités par lumière UV et plasma non thermique d'oxygène pendant 12 minutes chacun. Les disques non traités ont été définis comme contrôles et une lignée cellulaire de fibroblastes gingivaux humains ont été utilisés pour l'expérience. Après 2h, 24h et 48h d'incubation, l'étude de la fixation et de la viabilité des cellules a révélé que les surfaces traitées par lumière UV et plasma d'oxygène étaient plus favorables pour les cellules des tissus mous (122).

4.5. Imprégnation du titane par des facteurs de croissance

Une autre étude datant de 2019 a mis en évidence que l'imprégnation du titane des piliers implantaires par des facteurs de croissance épidermiques a augmenté de façon significative le métabolisme et l'adhésion des fibroblastes gingivaux (123).

4.6. Implantation d'ions par des procédés à sec

Pour finir, une autre alternative moins récente a été étudiée par Yoshinari et son équipe. Elle consiste en l'implantation d'ions dans du titane grâce à des faisceaux ioniques. Les résultats de l'étude ont montré que l'implantation d'ions calcium augmente l'adhésion bactérienne au titane. En revanche, le placage ionique d'alumine a diminué la fixation des bactéries. Ce procédé semble donc avoir une influence sur l'adhérence bactérienne et donc indirectement sur l'inflammation tissulaire autour des piliers implantaires en titane (124).

Les études cliniques présentent donc une multitude de revêtements qui permettent d'améliorer la colonisation tissulaire et de ralentir l'adhérence bactérienne sur la surface des piliers en titane. Cependant, en pratique, les revêtements les plus utilisés sont le titane nitruré et l'anodisation de surface. Les nombreuses autres alternatives existantes ne sont pas privilégiées par les fabricants.

5. Mode d'assemblage des prothèses en zircone sur leurs embases en titane

Afin de pallier les inconvénients esthétiques du titane et mécaniques de la zircone dans le cas des connectiques internes, une solution de prothèses dites "mixtes" a été développée. Ces prothèses sont soit sous la forme d'une embase en titane surmontée d'un pilier anatomique en zircone (figure 32), soit sous la forme d'une embase en titane surmontée d'une coiffe implantaire en zircone lorsqu'il s'agit d'une restauration directe implant (figure 33). Fabriquées à l'origine par la société SIRONA® sous l'appellation TiBase®, ces embases adaptées aux blocs à usiner sont maintenant proposées par plusieurs fabricants. Ces pièces sont réalisables par CFAO (125).

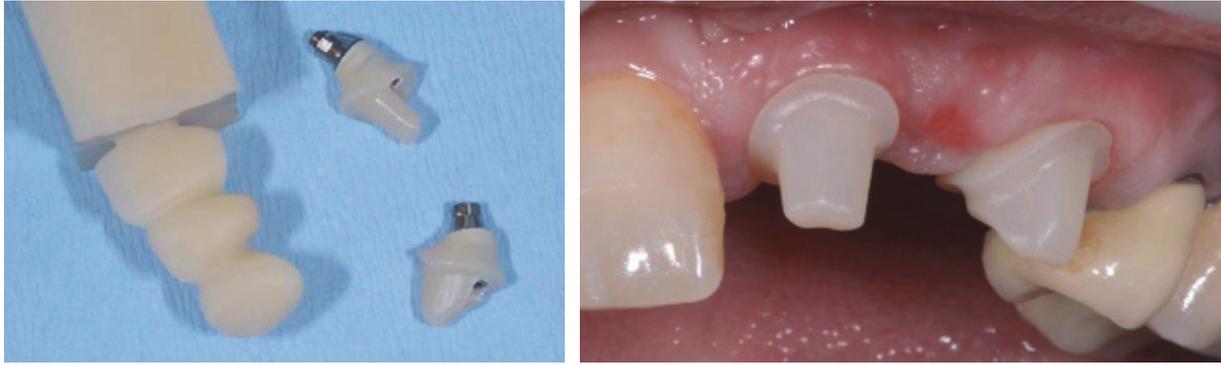


Figure 32 : Photographies de piliers anatomiques en zircone sur leurs embases en titane (125).



Figure 33 : Photographie d'une coiffe hybride en IPS e.max[®] stratifiée en céramique feldspathique par la technique du cut-back (réduction homothétique vestibulaire après usinage) sur une embase en titane (125).

Après l’empreinte optique et la conception sur ordinateur, la prothèse est usinée dans un bloc de céramique percé, adapté aux dimensions d’une embase en titane préfabriquée (TiBase[®]) qui assure la connexion avec l’implant (figure 34). Les matériaux disponibles sont par exemple l’IPS e.max CAD[®] distribué par la société Ivoclar Vivadent[®] qui a développé le procédé, l’Enamic[®], céramique hybride distribuée par la société Vita[®] ou encore l’oxyde de zirconium InCoris[®] de Dentsply-Sirona[®]. Il existe également des blocs en PMMA (Poly-méthacrylate de méthyle) destinés aux prothèses temporaires : le Telio CAD[®] d’Ivoclar Vivadent[®] par exemple. L’assemblage de l’embase avec la partie en céramique peut se faire par collage ou bien les deux parties peuvent être clipsées l’une sur l’autre. Il s’agit alors d’étudier les avantages et inconvénients de chaque solution (125).

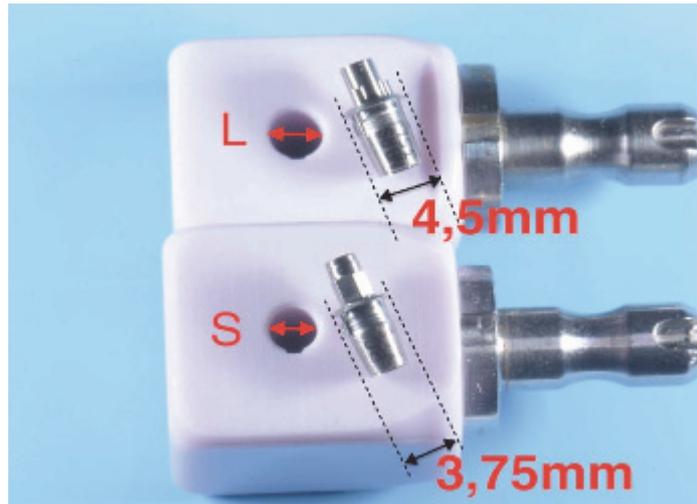


Figure 34 : Photographie d'une TiBase® et d'un bloc IPS e.max CAD® avant usinage. La photographie montre les deux diamètres d'orifices différents existant, correspondant à deux modèles de TiBases® : S ou L. Cette dimension conditionne la largeur cervicale de la prothèse (125).

En cas de collage de l'embase dans la couronne, l'écueil principal est la présence de biomatériaux de collage à la surface de l'embase ou de la couronne. La réponse tissulaire à cet assemblage dépend donc non seulement de la biocompatibilité respective des matériaux, de leurs états de surface mais également de la finesse du joint de colle et de la propreté de la prothèse dans son émergence sous gingivale (figure 35). Des résidus de colle situés au niveau sous gingival provoqueraient une rétention bactérienne potentiellement responsable de péri-implantites.

Le collage et le polissage peuvent être réalisés au cabinet ou au laboratoire, mais la reproductibilité de cette technique n'est pas assurée car ces étapes sont opérateur dépendantes. Un adoucissement et polissage des limites à l'aide de disques en silicone, un nettoyage à l'aéropolisseur à la poudre de bicarbonate très fine et un nettoyage final à la vapeur sont recommandés (125).

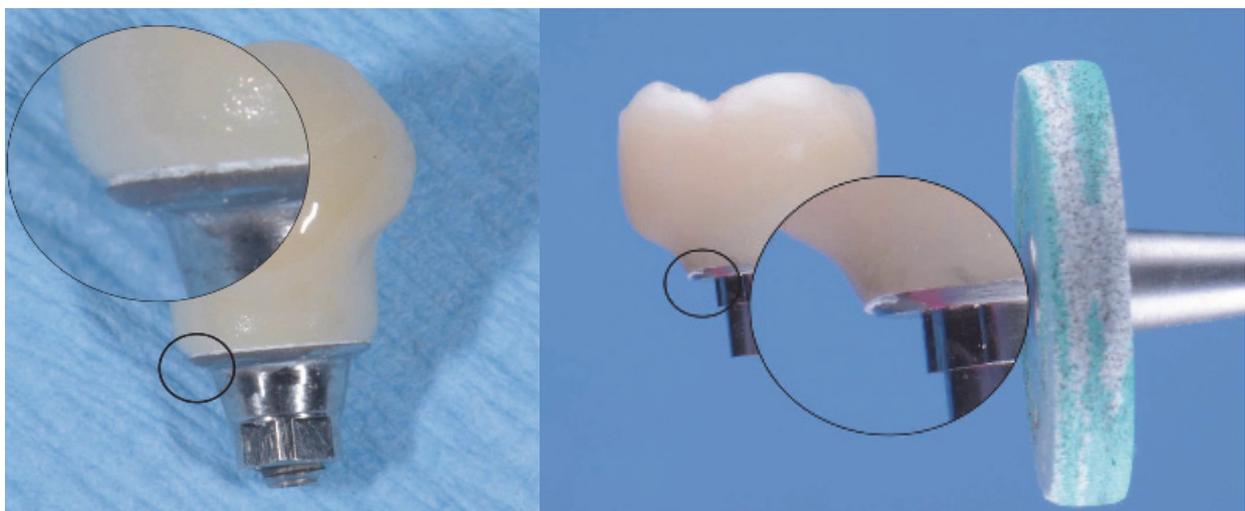


Figure 35 : Photographie d'un joint de colle trop épais à gauche et photographie d'un joint fin, réduit au minimum pour éviter la rétention bactérienne à droite (125).

De plus, le succès à long terme dépend de la stabilité mécanique du collage. Les modifications de surface, et les agents de collage ont une influence importante concernant ce paramètre. L'efficacité du sablage à l'oxyde d'alumine pour améliorer la rétention entre l'embase et la partie en céramique a été démontrée par plusieurs études, de même que l'usage d'un apprêt à base de phosphate. Une étude a également mis en évidence la qualité de l'adhérence permise par l'agent de couplage silane MPS (γ Methacryloyloxypropyl triméthoxysilane) et le monomère de phosphate MDP (126)(127)(125).

Malgré le manque de publications scientifiques la concernant, cette technique a donc une tolérance tissulaire satisfaisante, à condition d'adopter des protocoles de fabrication et de pose très rigoureux afin de garantir un collage de qualité, un joint de colle fin, l'élimination totale des excès et un parfait polissage du joint.

Une alternative au collage pour solidariser l'embase en titane à sa couronne en zirconie existe : elle a été développée en 2015 par la marque Nobel Biocare® avec le pilier ASC (Angulated Screw Channel). Ce nouveau concept permet une angulation du puits d'accès à la vis allant jusqu'à 25 degrés, utile pour éviter la présence inesthétique du puits d'accès en vestibulaire des couronnes antérieures (figure 36).



Figure 36 : Modélisation du concept ASC de Nobel Biocare®. Le tournevis, grâce à sa tête ronde, permet de visser malgré l'angulation (121).

Dans ce système, l'embase en titane est interposée entre la pièce en zirconie et la plateforme de l'implant, ce qui élimine les inconvénients inhérents à l'utilisation de matériaux de collage (128)(121). L'ensemble pièce en zirconie et bague en titane est maintenu en place par la vis d'assemblage. Une étude menée par Friberg en 2019 sur 51 implants équipés du concept ASC a démontré leur bonne intégration biologique à 5 ans (129). La solidarisation mécanique semble donc être une bonne alternative au collage.

Un inconvénient peut tout de même être soulevé puisque le puits d'accès doit être assez large pour permettre la mise en place de la vis. Ceci provoque donc un amincissement de la céramique qui affecte inmanquablement ses propriétés mécaniques (130).



Figure 37: Cas clinique présentant la réalisation d'une coiffe 25 directe implant avec le système ASC de Nobel Biocare®. Dans l'ordre des photographies : embase en titane non solidarisée avec la coiffe en zircone ; mise en place de la vis ; embase et coiffe solidarisées au moyen de la vis ; pilier de cicatrisation en bouche ; coiffe solidarisée sur l'embase vissée en bouche. Cas réalisé par le Docteur LAURENT Michel.

Un autre exemple de solidarisation sans biomatériau de l'embase en titane sur un pilier en zircone est le concept Axiom d'Anthogyr®. L'embase présente un système de verrouillage intégré et une bague de maintien qui permettent sa solidarisation avec le pilier en zircone. La vis de serrage est mise en place par en-dessous, puis des ailettes s'écartent pour bloquer la tête de vis dans le verrou : l'intérêt est la réduction du diamètre du puits d'accès qui n'a alors pour seule utilité que le passage du tournevis, la vis étant déjà en place. Ce concept permet également une angulation du puits d'accès à la vis variant de 0 à 25° pour la réalisation de prothèses transvissées antérieures (131) (figure 38).



Figure 38: Représentation du concept Axiom d'Anthogyr® avec son système de verrouillage intégré et sa bague de maintien (131).

L'apparition somme toute récente des piliers en zircone sur embase en titane permet donc de contourner les inconvénients respectifs des deux matériaux. Malgré le peu de recul clinique et le manque de recherche bibliographique à son sujet, cette solution semble prometteuse.

V) Influence de la chirurgie

La dernière partie de ce travail sur la zone de connexion implant-pilier et son influence sur l'intégration implantaire s'intéresse à l'importance de la chirurgie. En effet, plusieurs facteurs lors des étapes chirurgicales ont une influence sur la jonction implant-pilier et permettent d'améliorer ou non la stabilité osseuse et gingivale autour de l'implant.

1. Enfouissement des implants

Le positionnement vertical du col de l'implant a une importance capitale puisqu'il détermine la position de la jonction entre l'implant et la prothèse par rapport au niveau osseux.

Deux situations peuvent être envisagées : la première est celle de l'implant supra-crestal (aussi appelé soft tissue level ou implant monobloc) qui présente une partie endo-osseuse et une partie trans-gingivale en un seul bloc, et qui s'utilise sans pilier. La zone de jonction implant-prothèse est située au niveau gingival. Ses avantages et inconvénients sont détaillés dans la partie II.6.

La seconde est celle de l'implant juxta-crestal (ou bone level) associé ou non à un pilier. Dans ce cas, la zone de jonction se situe au niveau osseux voire infra-osseux (figure 39). Or, comme décrit précédemment, la connexion reste une zone de faiblesse, tant sur le plan biologique avec les phénomènes de micro-pompage et de circulation bactérienne par défaut d'étanchéité, que sur le plan mécanique avec le risque de fracture ou de dévissages.

D'après la littérature, la position infra-crestale de la zone de jonction implant-prothèse serait idéale afin de mieux répartir les forces occlusales le long de l'implant et de réduire les risques de surcharge au niveau de l'os (132)(133). De plus, lorsque l'implant est placé à 1 millimètre sous le niveau osseux, une néoformation d'os au-dessus du col de l'implant est observée (134). La hauteur disponible pour la restauration prothétique est aussi plus importante, ce qui crée un meilleur profil d'émergence et laisse plus de place à la formation d'un anneau gingival. De ce fait, les papilles inter-dentaires se forment mieux et le rendu esthétique est amélioré (134)(135)(136). Il faut toutefois remarquer que cette diminution de la résorption crestale n'est rendue possible qu'en associant au positionnement sous-crestal du col implantaire un type de connexion étanche, dans un contexte de commutation de plateforme (137).

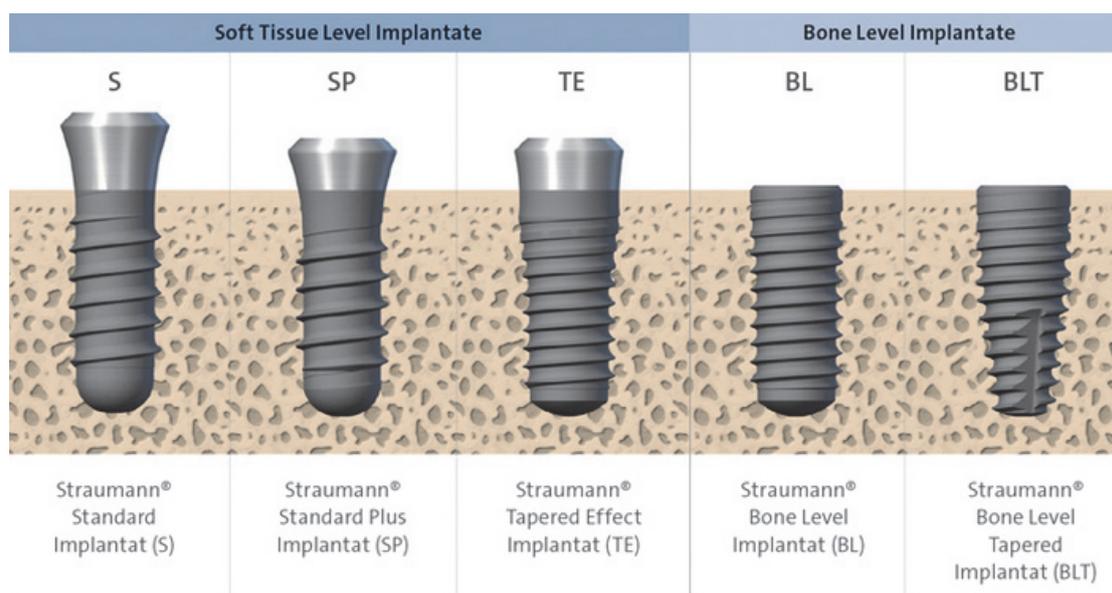


Figure 39 : Schématisation d'implants de la marque Straumann®, soft tissue level (supra-crestaux) monoblocs à gauche et d'implants bone level (juxta-crestaux) à droite (138).

2. Conséquences de la multiplication des étapes cliniques

Le protocole chirurgical en deux temps initialement décrit par le Professeur Brånemark. est le suivant : le jour de la pose de l'implant, une vis de couverture est mise en place sur l'implant et la mise en nourrice de ce complexe est réalisée. Après un temps de cicatrisation défini par les données cliniques, une incision de la muqueuse permet d'accéder de nouveau à l'implant et la vis de couverture est remplacée par un pilier de cicatrisation. Enfin, après un délai de trois semaines, le pilier définitif est mis en place, sa hauteur étant déterminée par une mesure de la hauteur gingivale après cicatrisation.

Cette technique présente un excellent taux de réussite. Cependant, plusieurs écueils lui sont associés. Tout d'abord, le temps global du traitement est assez long. De plus, les vissages et dévissages successifs des différents éléments perturbent la fixation initiale des tissus mous et peuvent compromettre la barrière muqueuse péri-implantaire (139). Dans les cas de prothèses directes implant la situation est encore moins favorable car après la mise en place du pilier de cicatrisation, la réalisation des empreintes, les essayages, et tous les remaniements prothétiques qu'ils imposent se feront au niveau de l'implant, à proximité directe de l'os (140)(141)(142).

Pour faire face à ces inconvénients, des protocoles de chirurgies en un temps ont vu le jour. Dans ces cas, lorsque la stabilité primaire de l'implant le permet, le pilier de cicatrisation ou le pilier définitif est mis en place le jour de la chirurgie. Le but, outre la réduction de la durée du traitement, est surtout de préserver l'attache des hémi-desmosomes sur le pilier, garantissant ainsi une meilleure protection de l'implant contre les agressions extérieures. L'idéal est de mettre en place le pilier le plus tôt possible sur l'implant et de ne plus le déposer. Ces protocoles sont particulièrement éprouvés pour la mise en charge immédiate de prothèses complètes implanto-portées.

Le pilier On1^{MD} du fabricant Nobel Biocare^{MD} est l'application directe du protocole chirurgical en un temps. Ce pilier, conçu pour être définitivement mis en place le jour de la pose de l'implant, a pour fonction principale de déplacer la plateforme prothétique du niveau osseux vers le niveau gingival (figure 40). Il permet ainsi de réaliser des prothèses directes implant sans que les multiples étapes prothétiques n'aient lieu au contact direct de la crête osseuse. Il est compatible avec le capuchon de cicatrisation unique On1 IOS, pour l'acquisition optique de la situation endo-buccale (143).

Sa double indexation, à la fois côté connectique implantaire et côté prothèse, permet également la réalisation de prothèses unitaires directes implant sans problème de repositionnement de la couronne.

De plus, l'absence de dévissage du pilier On1^{MD} garantit la préservation de l'attache parodontale au pilier construite lors de la cicatrisation. Une réduction de la résorption osseuse horizontale est observée, ainsi qu'une meilleure stabilité des tissus mous (140)(141)(142).

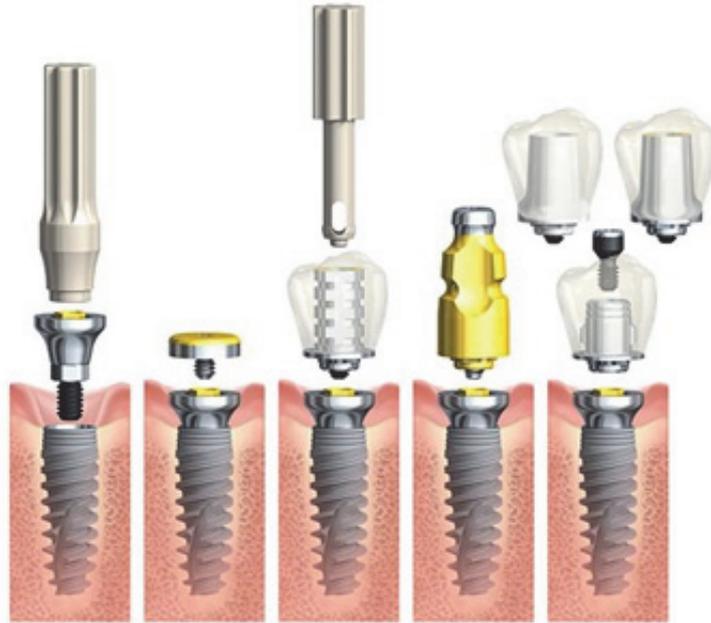


Figure 40 : Schématisation des étapes de traitement par le système On1MD. De gauche à droite: mise en place de la base On1MD ; mise en place du capuchon de cicatrisation ou couronne transitoire ; mise en place du transfert d'empreinte ; mise en place de l'infrastructure de couronne transvissée ou scellée (zircone ou titane) (143).

Mais ce concept présente malgré tout quelques inconvénients tels que l'absence de puits d'accès à la vis angulé ou encore une forme de contour prédéfinie qui rend impossible le suivi du contour gingival de la zone. Le praticien devra aussi prévoir la hauteur gingivale après cicatrisation : une erreur d'anticipation occasionnerait un pilier trop ou au contraire pas assez enfoui. Enfin, ce concept ayant vu le jour en 2016, il présente un faible recul clinique.

Le protocole chirurgical est donc un facteur d'influence non négligeable de l'intégration biologique de la jonction implant-prothèse. Le positionnement de l'implant lors la chirurgie de phase I, la réalisation d'une chirurgie de phase II et plus largement le choix du type de protocole (en un temps ou en deux temps chirurgicaux) sont à anticiper car ils impactent la préservation des tissus mous autour de l'implant.

VI) Conclusion

La zone de jonction implant-prothèse et son micro-environnement représentent un écosystème à part entière, dans lequel les structures implantaires et prothétiques évoluent continuellement avec les bactéries et les tissus parodontaux présents. Avec le temps, des remaniements tissulaires peuvent apparaître au niveau osseux ou muqueux, mais des usures et détériorations peuvent aussi avoir lieu sur les pièces prothétiques, affectant leurs propriétés.

Cependant, certains éléments vont pouvoir influencer l'évolution de ce complexe.

Parmi ces facteurs d'influence, l'étanchéité de la connexion est déterminante. Elle définit la capacité du complexe à stopper les flux bactériens venus du milieu buccal. L'étanchéité dépend avant tout du type de connectique utilisé : il se définit par le caractère interne ou externe, actif ou passif, indexé ou non indexé, à plat ou non à plat de la connexion. Il incombe évidemment au praticien de faire son choix parmi le panel de solutions disponibles en fonction de la situation clinique, mais d'après la littérature, les connexions internes coniques sont les plus étanches.

De plus, le mode de fabrication des pièces prothétiques est crucial : aujourd'hui, les avancées technologiques permettent d'accéder à des techniques de plus en plus précises telles que l'usinage de pièces en titane ou en zircone.

Bien entendu, les recommandations des fabricants sur le couple de serrage doivent être respectées afin de limiter les doléances comme le desserrage ou la fracture d'une vis.

Malgré tout, un micro-espace appelé microgap persiste à la zone de jonction implant-prothèse. Lorsque les forces occlusales entrent en jeu, des micro-mouvements au niveau de la connectique apparaissent, et provoquent un effet de pompage de fluides inflammatoires entre l'intérieur de l'implant et le milieu extérieur. Ces mouvements de fluides induisent une résorption des tissus alentours. Une découverte fortuite s'est alors imposée : l'utilisation d'un pilier de diamètre inférieur à celui de l'implant réduit l'angle de diffusion des fluides et diminue ainsi l'inflammation et donc la résorption osseuse. Ce concept s'appelle le platform-switching, et son influence bénéfique sur le développement des tissus est aujourd'hui reconnue par de nombreuses études cliniques.

Sur un plan plus mécanique, les matériaux constitutifs des pièces prothétiques et implantaires ainsi que leur état de surface et leur revêtement ont une importance déterminante. Le titane et la zircone présentent d'excellentes propriétés physiques et sont biocompatibles. Cependant, l'affection des tissus pour ces matériaux peut être encore augmentée par l'application de différents revêtements, le plus courant étant l'anodisation de la surface du titane.

Pour finir, le protocole chirurgical revêt une importance particulière, surtout en ce qui concerne l'enfouissement des implants, car ce paramètre détermine la position de la zone de connexion. Les études s'accordent à dire que le positionnement sous-crestal de l'implant associé au concept de commutation de plateforme est celui qui induit le moins de résorption osseuse. Enfin, il est conseillé de ne pas multiplier les changements de pièces prothétiques sur l'implant. Le pilier définitif doit être mis en place le plus tôt possible et ne doit plus être déposé afin de préserver son attache parodontale. Toute l'attention apportée à la réalisation de la prothèse ne compense pas les erreurs d'un acte chirurgical mal conduit mais permet de conserver les acquis d'une chirurgie bien réalisée.

La zone de jonction implant-prothèse est donc le théâtre de nombreux enjeux déterminants dans l'intégration biologique de l'implant, et tous les paramètres qui la régissent doivent être étudiés avec attention en fonction de la situation clinique.

L'implantologie moderne répond aujourd'hui aux défis qui lui ont été lancés en améliorant la précision et la qualité de la prise en charge. C'est une discipline devenue indispensable. Il est cependant important d'en respecter les règles afin de garantir la pérennité des implants et des prothèses supra-implantaires.

VII) Bibliographie

1. Missika P., Roux P., Bert M. Prothèse implantaire. Quintessence international. 2003. Page 152.
2. NobelParallel Conical Connection RP 4.3 x 11.5 mm [Internet]. Disponible sur: <https://store.nobelbiocare.com/fr/fr/implant/nobelparallel-cc/nobelparallel-conical-connection-rp-4-3-x-11-5-mm>
3. Brånemark. System, Nobel Biocare®, 1981.
4. Laurent T – Connexion implantaire interne ou externe – L'information dentaire, 2006 ; 25 : 14671470.
5. Binon, P.P. (1996). The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int. J. Prosthodont.* 9, 149–160.
6. Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J Prosthet Dent.* 1995;74:51–55.
7. Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-Integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry.* Chicago, IL: Quintessence Publishing Co.; 1985.
8. Stefania Carvalho Kano, Paul P. Binon, Gérson Bonfante, Donald A. Curtis. The effect of casting procedures on rotational misfit in castable abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.*
9. B. Jakubowicz-Kohen, S. Szmukler-Moncler, M. Davarpanah, K. Davarpanah, P. Rajzbaum, G. Demurasvili, N. Capelle-Ouadah,. Morphologie implantaire Sélection de la morphologie et du diamètre implantaire. Extr Ch 5 Mis En Ligne Juillet 2013 Paris.
10. Pjetursson BE, Zarauz C, Strasing M, Sailer I, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the influence of the implant-abutment connection on the clinical outcomes of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clinical Oral Implants Research.* 29(S18):160-83.
11. Joda T, Bürki A, Bethge S, Brägger U, Zysset P. Stiffness, strength, and failure modes of implant-supported monolithic lithium disilicate crowns : influence of titanium and zirconia abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* déc 2015;30(6):1272-9.
12. Coppedê AR, Bersani E, de Mattos M da GC, Rodrigues RCS, de Mattias Sartori IA, Ribeiro RF. Fracture Resistance of the Implant-Abutment Connection in Implants with Internal Hex and Internal Conical Connections Under Oblique Compressive Loading: An In Vitro Study. *International Journal of Prosthodontics.* mai 2009;22(3):283-6.
13. Replace, Nobel Biocare®, 2011.
14. Dias, E.C.L. de C. e M., Bisognin, E.D.C., Harari, N.D., Machado, S.J., da Silva, C.P., Soares, G.D. de A., and Vidigal, G.M. (2012). Evaluation of implant-abutment microgap and bacterial leakage in five external-hex implant systems: an in vitro study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 27, 346–351.

15. Schmitt, C.M., Nogueira-Filho, G., Tenenbaum, H.C., Lai, J.Y., Brito, C., Döring, H., and Nonhoff, J. (2014). Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants : a systematic review. *J. Biomed. Mater. Res. A* 102, 552–574.
16. Dailey B, Jordan L, Blind O, Tavernier B. Axial displacement of abutments into implants and implant replicas, with the tapered cone-screw internal connection, as a function of tightening torque. *Int J Oral Maxillofac Implants.* avr 2009;24(2):251-6.
17. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections : a short communication. *J Oral Rehabil.* 2006;33:75–78.
18. Liu Y, Wang J. Influences of microgap and micromotion of implant–abutment interface on marginal bone loss around implant neck. *Archives of Oral Biology.* nov 2017;83:153-60.
19. Mangano C, Mangano F, Piattelli A, Iezzi G, Mangano A, La Colla L. Prospective clinical evaluation of 1920 Morse taper connection implants : results after 4 years of functional loading. *Clin Oral Implants Res.* mars 2009;20(3):254-61.
20. Gracis S, Michalakakis 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.* oct 2012;23 Suppl 6:202-16.
21. G. Toque, O. Laplanche, J-R. Ettore, C. Zerbib - Composants prothétiques et connexions en prothèse sur implants – Les cahiers de prothèse n°140 décembre 2007.
22. Ankylos C/X, Dentsply®, 2008 ; Parallel CC, Nobel Biocare®, 2015.
23. http://www.etk.dental/fr/wp-content/uploads/2016/03/Notice_Kit_Extraction_FR.pdf.
24. Ugurel, C.S., Steiner, M., Isik-Ozkol, G., Kutay, O., and Kern, M. (2015). Mechanical resistance of screwless morse taper and screw-retained implant-abutment connections. *Clin. Oral Implants Res.* 26, 137–142.
25. https://www.nobelbiocare.com/content/dam/GMT/Produced%20Material/News%20-%20Magazine/659/PRODMTRL_0010130_1_241942.pdf.download/GMT42744_NB_NEWS_2-2015_FR.pdf.
26. Zipprich H, Weigl P, Ratka C, Lange B, Lauer H-C. The micromechanical behavior of implant-abutment connections under a dynamic load protocol. *Clin Implant Dent Relat Res.* oct 2018;20(5):814-23.
27. 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. *Journal of Dentistry.* juin 2012;40(6):467-74.
28. Édouard Millac. *Implantologie : document pédagogique pour la formation initiale. Médecine humaine et pathologie.* 2018. dumas-01702361.
29. Abrahamsson et al. The mucosal barrier following abutment dis/reconnection. An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol* 1997 vol 24; 8: 568-572.

30. Makigusa, K., Toda, I., Yasuda, K., Ehara, D., and Suwa, F. (2014). Effects of platform switching on crestal bone around implants : a histomorphometric study in monkeys. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.* 34 Suppl 3, s35-41.
31. La prothèse fixée supra-implantaire : la prothèse transviscée [1/2] [Internet]. Disponible sur: <https://www.3dcelo.com/2018/04/23/la-prothese-fixee-supra-implantaire-la-prothese-transvissee-1-2/>
32. Multi-unit Abutment: key to the All-on-4® treatment concept | Nobel Biocare France [Internet]. Disponible sur: <https://www.nobelbiocare.com/fr/fr/home/products-and-solutions/dental-prosthetic-solutions/multi-unit-abutment.html>
33. Axiotis J-P, Nuzzolo P, Barausse C, Gasparro R, Bucci P, Pistilli R, et al. One-Piece Implants with Smooth Concave Neck to Enhance Soft Tissue Development and Preserve Marginal Bone Levels : A Retrospective Study with 1- to 6-Year Follow-Up. *BioMed Res Int.* 2018;2018:2908484.
34. <https://pdf.medicaexpo.fr/pdf/ziacom-medical-116683.html>.
35. Baixe, S., Tenenbaum, H., and Etienne, O. (2016). [Microbial contamination of the implant-abutment connections : Review of the literature]. *Rev. Stomatol. Chir. Maxillo-Faciale Chir. Orale* 117, 20–25.
36. Smith, N.A., and Turkyilmaz, I. (2014). 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.* 112, 561–567.
37. Hermann, J.S., Schoolfield, J.D., Schenk, R.K., Buser, D., and Cochran, D.L. (2001). 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.* 72, 1372–1383.
38. Scarano A, Perrotti V, Piattelli A, Iaculli F, Iezzi G. Sealing capability of implant-abutment junction under cyclic loading: a toluidine blue in vitro study. *J Appl Biomater Funct Mater.* 2015 Oct 16;13(3):e293-5.
39. Mishra SK, Microleakage at the Different Implant Abutment Interface : A Systematic Review - *Journal of Clinical Diagn Research.* 2017 Jun; 11(6): 10-15.
40. Palacios-Garzón N, Mauri-Obradors E, Roselló-LLabrés X, Estrugo-Devesa A, Jané-Salas E, LópezLópez J. Comparison of Marginal Bone Loss Between Implants with Internal and External Connections : A Systematic Review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 5 juin 2018;33(3):580-9.
41. Tsuruta K, Ayukawa Y, Matsuzaki T, Kihara M, Koyano K. The influence of implant–abutment connection on the screw loosening and microleakage. *International Journal of Implant Dentistry.* 9 avr 2018;4:11.
42. Esposito M, Maghaireh H, Pistilli R, Grusovin MG, Sang Taek Lee, Trullenque-Eriksson A, et al. Dental implants with internal versus external connections : 5-year post-loading results from a pragmatic multicenter randomised controlled trial. *European Journal of Oral Implantology.* juin 2016;9(2):129-41.

43. Cooper LF, Tarnow D, Froum S, Moriarty J, De Kok IJ. Comparison of Marginal Bone Changes with Internal Conus and External Hexagon Design Implant Systems: A Prospective, Randomized Study. *Int J Periodontics Restorative Dent.* oct 2016;36(5):631-42.
44. Kim D-H, Kim HJ, Kim S, Koo K-T, Kim T-I, Seol Y-J, et al. Comparison of marginal bone loss between internal- and external-connection dental implants in posterior areas without periodontal or periimplant disease. *J Periodontal Implant Sci.* avr 2018;48(2):103-13.
45. Scarano, A., Mortellaro, C., Mavriqi, L., Pecci, R., and Valbonetti, L. (2016). Evaluation of Microgap With Three-Dimensional X-Ray Microtomography: Internal Hexagon Versus Cone Morse. *J. Craniofac. Surg.*
46. Jaworski, M.E., Melo, A.C.M., Picheth, C.M.T., and Sartori, I.A. de M. (2012). Analysis of the bacterial seal at the implant-abutment interface in external-hexagon and Morse taper-connection implants : an in vitro study using a new methodology. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 27, 1091–1095.
47. Lopes PA, Carreiro AFP, Nascimento RM, Vahey BR, Henriques B, Souza JCM. Physicochemical and microscopic characterization of implant–abutment joints. *Eur J Dent.* 2018;12(1):100-4.
48. Ortorp, A., Jemt, T., Bäck, T., and Jälevik, T. (2003). Comparisons of precision of fit between cast and CNC-milled titanium implant frameworks for the edentulous mandible. *Int. J. Prosthodont.* 16, 194– 200.
49. Riedy, S.J., Lang, B.R., and Lang, B.E. (1997). Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *J. Prosthet. Dent.* 78, 596–604.
50. Takahashi, T., and Gunne, J. (2003). Fit of implant frameworks: An in vitro comparison between two fabrication techniques. *J. Prosthet. Dent.* 89, 256–260.
51. Mithridate Davarpanah et al. Manuel d'implantologie clinique Concepts, protocoles et innovations récentes. 2e édition. Editions CDP. Collection accréditée Formation continue. JPIO. Février 2010. Extrait du chapitre 9.
52. Al-Otaibi HN, Almutairi A, Alfarraj J, Algesadi W. The Effect of Torque Application Technique on Screw Preload of Implant-Supported Protheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* mars 2017;32(2):259-63.
53. Winkler, S., Ring, K., Ring, J.D., and Boberick, K.G. (2003). Implant screw mechanics and the settling effect: overview. *J. Oral Implantol.* 29, 242–245.
54. Kim, K.-S., Lim, Y.-J., Kim, M.-J., Kwon, H.-B., Yang, J.-H., Lee, J.-B., and Yim, S.-H. (2011). Variation in the total lengths of abutment/implant assemblies generated with a function of applied tightening torque in external and internal implant-abutment connection. *Clin. Oral Implants Res.* 22, 834–839.
55. Cours [Internet]. Disponible sur: <http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap4/site/html/3.html>

56. Cosyn, J., Van Aelst, L., Collaert, B., Persson, G.R., and De Bruyn, H. (2011). The peri-implant sulcus compared with internal implant and suprastructure components : a microbiological analysis. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* 13, 286–295.
57. Park, S.-D., Lee, Y., Kim, Y.-L., Yu, S.-H., Bae, J.-M., and Cho, H.-W. (2012). Microleakage of different sealing materials in access holes of internal connection implant systems. *J. Prosthet. Dent.* 108, 173–180.
58. Cavalcanti, A.G. de A., Fonseca, F.T.A., Zago, C.D.R., Brito Junior, R.B., and França, F.M.G. (2016). Efficacy of Gutta-Percha and Polytetrafluoroethylene Tape to Microbiologically Seal the Screw Access Channel of Different Prosthetic Implant Abutments. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* 18, 778–787.
59. Duarte, A.R.C., Rossetti, P.H.O., Rossetti, L.M.N., Torres, S.A., and Bonachela, W.C. (2006). In vitro sealing ability of two materials at five different implant-abutment surfaces. *J. Periodontol.* 77, 1828– 1832.
60. King GN et al., Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: a radiographic study in the canine mandible. 2002 - PubMed - NCBI
61. Berberi, A., Maroun, D., Kanj, W., Amine, E.Z., and Philippe, A. (2016). Micromovement Evaluation of Original and Compatible Abutments at the Implant-abutment Interface. *J. Contemp. Dent. Pract.* 17, 907–913.
62. Blum K, Wiest W, Fella C, Balles A, Dittmann J, Rack A, et al. Fatigue induced changes in conical implant-abutment connections. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* nov 2015;31(11):1415-26.
63. Yao K-T, Kao H-C, Cheng C-K, Fang H-W, Huang C-H, Hsu M-L. Mechanical performance of conical implant-abutment connections under different cyclic loading conditions. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2019;90:426-32.
64. Quirynen, M., Bollen, C.M., Eyssen, H., and van Steenberghe, D. (1994). Microbial penetration along the implant components of the Brånemark system. An in vitro study. *Clin. Oral Implants Res.* 5, 239– 244.
65. Piattelli A, Vrespa G, Petrone G, Iezzi G, Annibaldi S, Scarano A. Role of the Microgap between Implant and Abutment : A Retrospective Histologic Evaluation in Monkeys. *Journal of Periodontology* March 2003, Vol. 74, No. 3: 346-352.
66. Lazzara, R.J., and Porter, S.S. (2006). Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.* 26, 9–17.
67. Siffert, F., & Etienne, O. (2011) Le concept de platform-switching: analyse de la littérature. *Titane*, 8, 260-268).
68. Pessoa, R.S., Bezerra, F.J.B., Sousa, R.M., Vander Sloten, J., Casati, M.Z., and Jaecques, S.V.N. (2014). Biomechanical evaluation of platform switching: different mismatch sizes, connection types, and implant protocols. *J. Periodontol.* 85, 1161–1171.

69. Sivolella, S., Guazzo, R., Bressan, E., Berengo, M., and Stellini, E. (2013). Platform switching on widenediameter external hex implants : a finite element analysis. *J. Clin. Exp. Dent.* 5, e77-82.
70. Vandeweghe, S., and De Bruyn, H. (2012). A within-implant comparison to evaluate the concept of platform switching : a randomised controlled trial. *Eur. J. Oral Implantol.* 5, 253–262.
71. M. Davarpanah, S. Szmukler-Moncler, P. Rajzbaum. *Manuel d'implantologie clinique*, éditions CdP, JPIO, 1999. 720 pages.
72. Luongo, R., Traini, T., Guidone, P.C., Bianco, G., Cocchetto, R., and Celletti, R. (2008). Hard and soft tissue responses to the platform-switching technique. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.* 28, 551–557.
73. Valles C, Rodríguez-Ciurana X, Clementini M, Baglivo M, Paniagua B, Nart J. Influence of subcrestal implant placement compared with equicrestal position on the peri-implant hard and soft tissues around platform-switched implants : a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Investig.* mars 2018;22(2):555-70.
74. Implant cylindro-conique et prothèse In-Kone, positionnement sous-crestal, plateforme prothétique [Internet]. Disponible sur: <http://www.globald.com/implantologie-orthodontie-maxillo-faciale/implantologie/2-inkone/concept/>
75. Hsu, Y.-T., Lin, G.-H., and Wang, H.-L. (2017). Effects of Platform-Switching on Peri-implant Soft and Hard Tissue Outcomes : A Systematic Review and Meta-analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 32, e9–e24.
76. Rignon-Bret C, Gérot C, Jakubowicz-Kohen B. Le concept deplatform switching: revue de synthèse. *Implant* 2013;19:87-99.
77. Macedo JP, Pereira J, Vahey BR, Henriques B, Benfatti CAM, Magini RS, et al. Morse taper dental implants and platform switching: The new paradigm in oral implantology. *Eur J Dent.* mars 2016;10(1):148-54.
78. Atieh, M.A., Ibrahim, H.M., and Atieh, A.H. (2010). Platform switching for marginal bone preservation around dental implants : a systematic review and meta-analysis. *J. Periodontol.* 81, 1350–1366.
79. Cocchetto, R., Traini, T., Caddeo, F., and Celletti, R. (2010). Evaluation of hard tissue response around wider platform-switched implants. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.* 30, 163–171.
80. Aradya, A., Kumar, U.K., and Chowdhary, R. (2016). Influence of different abutment diameter of implants on the peri-implant stress in the crestal bone: A three-dimensional finite element analysis--In vitro study. *Indian J. Dent. Res. Off. Publ. Indian Soc. Dent. Res.* 27, 78–85.
81. Bouazza-Juanes, K., Martínez-González, A., Peiró, G., Ródenas, J.-J., and López-Mollá, M.-V. (2015). Effect of platform switching on the peri-implant bone: A finite element study. *J. Clin. Exp. Dent.* 7, e483-488.

82. Álvarez-Arenal Á, Segura-Mori L, Gonzalez-Gonzalez I, DeLlanos-Lanchares H, Sanchez-Lasheras F, Ellacuria-Echevarria J. Stress distribution in the transitional peri-implant bone in a single implantsupported prosthesis with platform-switching under different angulated loads. *Odontology*. janv 2017;105(1):68-75.
83. Zhu, Y., Qiu, L., Li, J., and Lin, Y. (2015). [A retrospective study of six fractured platform-switching abutments]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi Zhonghua Kouqiang Yixue Zazhi Chin. J. Stomatol.* 50, 527–530.
84. Al-Nsour, M.M., Chan, H.-L., and Wang, H.-L. (2012). Effect of the platform-switching technique on preservation of peri-implant marginal bone: a systematic review. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 27, 138–145.
85. Vela-Nebot X, Rodriguez-Ciurana X, Rodado-Alonso C, Seagalà-Torres M. Benefits of an implant platform modification technique on reduce crestal bone resorption. *Implant Dent* 2006;15:313-320.
86. Cappiello M, Luongo R, Di Orio D, Bugea C, Cochetto R, Celletti R. Evaluation of peri-implant bone loss around platform-switched implants. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2008;28:347-355.
87. Aslam A, Ahmed B. Platform-Switching to Preserve Peri-Implant Bone: A Meta-Analysis. *J Coll Physicians Surg Pak.* avr 2016;26(4):315-9.
88. Guerra F, Wagner W, Wiltfang J, Rocha S, Moergel M, Behrens E, et al. Platform switch versus platform match in the posterior mandible – 1-year results of a multicentre randomized clinical trial. *J Clin Periodontol.* mai 2014;41(5):521-9.
89. Meloni, S.M., Jovanovic, S.A., Lolli, F.M., Pisano, M., De Riu, G., De Riu, N., Lugliè, P.F., and Tullio, A. (2014). Platform switching vs regular platform implants : nine-month post-loading results from a randomised controlled trial. *Eur. J. Oral Implantol.* 7, 257–265.
90. Meloni, S.M., Jovanovic, S.A., Pisano, M., and Tallarico, M. (2016). Platform switching versus regular platform implants : 3-year post-loading results from a randomised controlled trial. *Eur. J. Oral Implantol.* 9, 381–390.
91. Cheylan J-M, Archien C. Biocompatibilité des métaux, alliages et céramiques dentaires. 2005;16:18.
92. Roach M. Base metal alloys used for dental restorations and implants *Dent. clin. North Am.*, 2007, 51, 603-627.
93. General review of titanium toxicity. - PubMed - NCBI [Internet]. Disponible sur: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30854575>
94. Dejou J, Giraud T. « Biomatériaux de restauration en implantologie : quelques critères de choix » in Patrick Tavitian ; Prothèses supra-implantaires : données et conception actuelles, Slovénie, CdP, JPIO, 2017, pp. 47-51.
95. De Avila ED. et al. Effect of titanium and zirconia dental implant abutments on a cultivable polymicrobial saliva community. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 1 oct 2017;118(4):481-7.

96. Moris ICM, Chen Y-C, Faria ACL, Ribeiro RF, Fok AS-L, Rodrigues RCS. Fracture loads and failure modes of customized and non-customized zirconia abutments. *Dental Materials*. 1 août 2018;34(8):e197-204.
97. Jung RE, Sailer I, Hämmerle CHF, Attin T, Schmidlin P. In Vitro Color Changes of Soft Tissues Caused by Restorative Materials. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. juin 2007;27(3):250-7.
98. Sala L, Bascones-Martínez A, Carrillo-de-Albornoz A. Impact of abutment material on peri-implant soft tissue color. An in vitro study. *Clin Oral Investig*. sept 2017;21(7):2221-33.
99. Reconstitution dentaire Ile-de-France : pilier titane, en chrome cobalt - Numérique Prothèse [Internet]. *Numerique prothese*. Disponible sur: <http://www.numerique-prothese.com>
100. Lebras A. Quelle zircone pour quelle prothèse dentaire? *Stratégie prothétique*, 2003, 3, 5, 351-362.
101. Mahiat Yves. La zircone: cette méconnue. *Stratégie prothétique*, 2004, 6, 1, 55-64.
102. 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.
103. Wang C-F, Huang H-L, Lin D-J, Shen Y-W, Fuh L-J, Hsu J-T. Comparisons of maximum deformation and failure forces at the implant–abutment interface of titanium implants between titanium-alloy and zirconia abutments with two levels of marginal bone loss. *Biomed Eng Online*. 20 mai 2013;12:45.
104. The behavior of a zirconia or metal abutment on the implant-abutment interface during cyclic loading. - PubMed - NCBI [Internet]. Disponible sur: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/31810616>
105. 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. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. oct 2009;24(5):850 -8.
106. Naveau A, Rignon-Bret C, Wulfman C. Zirconia abutments in the anterior region: A systematic review of mechanical and esthetic outcomes. *J Prosthet Dent*. 4 janv 2019;
107. Yu S-B, Song B-G, Cheon K-J, Kim J-W, Kim Y-H, Yang B-E. Clinical reliability of zirconium abutment in implant restorations in the English and Korean literature. *Maxillofacial Plastic & Reconstructive Surgery*. 10 sept 2018;40(1):1-1.
108. Pilier implantaire en zircone - Tous les fabricants de matériel médical - Vidéos [Internet]. Disponible sur: <https://www.medicaexpo.fr/fabricant-medical/pilier-implantaire-zircone-31860.html>
109. Rompen E., Domken O., Degidi M., Farias Pontes A-E, Piattelli A. « The effect of material characteristics of surface topography and of implant components and connections on soft tissue integration: a literature review ». *Clinical Oral Implants Research*, 2006, vol.17, Supplément 2, p. 55–67.

110. Simion M., Baldoni M., Rossi P. « A Study on the Attachment of Human Gingival Cell Structures to Oral Implant Materials ». *International Journal of Prosthodontics*, 1991, vol. 4, no 6, p. 543-547.
111. Eisenbarth E., Meyle J., Nachtigall W., Breme J. « Influence of the surface structure of titanium materials on the adhesion of fibroblasts ». *Biomaterials*, 1996, vol. 17, no 14, p. 1399-1403.
112. Lee SW., Kim SY., Lee MH., Lee KW., Leesungbok R., Oh N. « Influence of Etched Microgrooves of Uniform Dimension on in Vitro Responses of Human Gingival Fibroblasts ». *Clinical Oral Implants Research*, 2009, vol. 20, no 5, p. 458-466.
113. Degidi M., Artese L., Piattelli A., Scarano A., Shibli J., Piccirilli M., Perrotti V., Iezzi G. « Histological and immunohistochemical evaluation of the peri-implant soft tissues around machined and acid-etched titanium healing abutments: a prospective randomised study ». *Clinical Oral Investigations*, 2012, vol. 16, no 3, p. 857-866.
114. Teughels W., Van Assche N., Sliepen I., Quirynen M. « Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development ». *Clinical Oral Implants Research*, 2006, vol. 17 Supplément 2, p. 68-81.
115. Elter C., Heuer W., Demling A., Hannig M., Heidenblut T., Bach FW., Stiesch-Scholz M. « Supra- and Subgingival Biofilm Formation on Implant Abutments with Different Surface Characteristics ». *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2008, vol. 23, no 2, p. 327-334.
116. Größner-Schreiber B., Herzog M., Hedderich J., Dück A., Hannig M., Griepentrog M. « Focal Adhesion Contact Formation by Fibroblasts Cultured on Surface-modified Dental Implants: An in Vitro Study ». *Clinical Oral Implants Research*, 2006, vol. 17, no 6, p. 736-745.
117. Größner-Schreiber B., Griepentrog M., Haustein I., Müller WD., Briedigkeit H., Göbel UB, Lange KP. « Plaque formation on surface modified dental implants ». *Clinical Oral Implants Research*, 2001, vol. 12, no 6, p. 543-551.
118. Amini F, Bahador A, Kiaee B, Kiaee G. The effect of the titanium nitride coating on bacterial adhesion on orthodontic stainless steel wires: in vivo study. *Biosci Biotechnol Res Commun*. 25 janv 2017;10(1):28-33.
119. Wennerberg A, Albrektsson T, Chrcanovic B. Long-term clinical outcome of implants with different surface modifications. *Eur J Oral Implantol*. 2018;11 Suppl 1:S123-36.
120. Groessner-Schreiber B., Neubert A., Müller WD., Hopp M., Griepentrog M., Lange KP. « Fibroblast growth on surface-modified dental implants: an in vitro study ». *Journal of Biomedical Materials Research. Part A*, 2003, vol. 64, no 4, p. 591-599.
121. Nobel Biocare France | Solutions implantaires [Internet]. Disponible sur: <https://www.nobelbiocare.com/fr/fr/home.html>
122. Guo L, Smeets R, Kluwe L, Hartjen P, Barbeck M, Cacaci C, et al. Cytocompatibility of Titanium, Zirconia and Modified PEEK after Surface Treatment Using UV Light or Non-Thermal Plasma. *Int J Mol Sci*. 8 nov 2019;20(22).

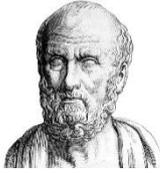
123. Pansani TN, Basso FG, Souza IDR, Hebling J, de Souza Costa CA. Characterization of titanium surface coated with epidermal growth factor and its effect on human gingival fibroblasts. *Arch Oral Biol.* juin 2019;102:48-54.
124. Yoshinari M., Oda Y., Kato T., Okuda K., Hirayama A. « Influence of Surface Modifications to Titanium on Oral Bacterial Adhesion in Vitro ». *Journal of Biomedical Materials Research*, 2000, vol. 52, no 2, p. 388–394.
125. Drogou H. Les couronnes piliers hybrides transvissées sur implant : protocole rigoureux de collage des embases titane. *Actual Odonto-Stomatol.* juin 2017;(283):3.
126. Freifrau von Maltzahn N, Bernard S, Kohorst P. Two-part implant abutments with titanium and ceramic components : Surface modification affects retention forces-An in-vitro study. *Clin Oral Implants Res.* sept 2019;30(9):903-9.
127. von Maltzahn NF, Holstermann J, Kohorst P. Retention Forces between Titanium and Zirconia Components of Two-Part Implant Abutments with Different Techniques of Surface Modification. *Clin Implant Dent Relat Res.* août 2016;18(4):735-44.
128. Wilson TG. The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. *J Periodontol.* sept 2009; 80(9):1388-92.
129. Friberg B, Ahmadzai M. A prospective study on single tooth reconstructions using parallel walled implants with internal connection (NobelParallel CC) and abutments with angulated screw channels (ASC). *Clin Implant Dent Relat Res.* avr 2019;21(2):226-31.
130. Sakamoto S, Ro M, Al-Ardah A, Goodacre C. Esthetic abutment design for angulated screw channels: A technical report. *J Prosthet Dent.* juin 2018;119(6):912-5.
131. Calameo | Anthogyr France [Internet]. [cité 29 févr 2020]. Disponible sur: <https://www.anthogyr.fr/file/calameo/2001>
132. Kütan, E., Bolukbasi, N., Yildirim-Ondur, E., and Ozdemir, T. (2015). Clinical and Radiographic Evaluation of Marginal Bone Changes around Platform-Switching Implants Placed in Crestal or Subcrestal Positions : A Randomized Controlled Clinical Trial. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* 17 Suppl 2, e364-375.
133. Barros, R.R.M., Novaes, A.B., Muglia, V.A., Iezzi, G., and Piattelli, A. (2010). Influence of interimplant distances and placement depth on peri-implant bone remodeling of adjacent and immediately loaded Morse cone connection implants : a histomorphometric study in dogs. *Clin. Oral Implants Res.* 21, 371– 378.
134. Degidi M, Perrotti V, Shibli JA, Novaes AB, Piattelli A, Iezzi G. Equicrestal and subcrestal dental implants : a histologic and histomorphometric evaluation of nine retrieved human implants. *J Periodontol.* mai 2011;82(5):708-15.
135. Novaes, A.B., Barros, R.R.M., Muglia, V.A., and Borges, G.J. (2009). Influence of interimplant distances and placement depth on papilla formation and crestal resorption: a clinical and radiographic study in dogs. *J. Oral Implantol.* 35, 18–27.

136. Aimetti, M., Ferrarotti, F., Mariani, G.M., Ghelardoni, C., and Romano, F. (2015). Soft tissue and crestal bone changes around implants with platform-switched abutments placed nonsubmerged at subcrestal position : a 2-year clinical and radiographic evaluation. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 30, 1369–1377.
137. Veis, A., Parissis, N., Tsirlis, A., Papadeli, C., Marinis, G., and Zogakis, A. (2010). Evaluation of periimplant marginal bone loss using modified abutment connections at various crestal level placements. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.* 30, 609–617.
138. L'enfouissement implantaire : Bone Level vs. Tissue Level [Internet]. 3D Celo. 2018. Disponible sur: <https://www.3dcelo.com/2018/06/11/lenfouissement-implantaire-bone-level-vs-tissue-level/>
139. Rompen E, Fabbri G, Staas T, Valantiejiene V, Linkevicius T. Clinical investigation of the On1 twopiece abutment concept- preliminary results. *Clinical Oral Implants Research.* 2018;29(S17):319319.
140. Degidi M, Nardi D, Piattelli A. One abutment at one time : non-removal of an immediate abutment and its effect on bone healing around subcrestal tapered implants. *Clin Oral Implants Res.* nov 2011;22(11):1303-7.
141. Canullo L, Pesce P, Tronchi M, Fiorellini J, Amari Y, Penarrocha D. Marginal soft tissue stability around conical abutments inserted with the one abutment-one time protocol after 5 years of prosthetic loading. *Clin Implant Dent Relat Res.* déc 2018;20(6):976-82.
142. Wang Q-Q, Dai R, Cao CY, Fang H, Han M, Li Q-L. One-time versus repeated abutment connection for platform-switched implant : A systematic review and meta-analysis. *PLoS ONE.* 2017;12(10):e0186385.
143. Concept On1 – Nobel Biocare [Internet]. Disponible sur: <https://www.nobelbiocare.com/content/microsite/fr/fr/on1-concept.html>

Table des Figures

Figure 1 :	Les différentes parties composant un implant dentaire (2).....	2
Figure 2 :	Implant MKIIIIMD à connectique externe hexagonale de Nobel Biocare® (3).....	3
Figure 3 :	Schématisation du jeu en rotation présent entre l'hexagone du pilier et celui de l'implant. Ce jeu se mesure en degrés (8).	4
Figure 4 :	Exemples de connexions internes : octogonale, hexagonale ou trilobée (9).....	5
Figure 5 :	Coupes verticales d'une connexion interne conique sur l'implant Nobel Active de Nobel Biocare®. Lors de l'agrandissement au microscope, le microgap présent entre le composant prothétique et l'implant est visible.	6
Figure 6 :	Connexion interne conique inspirée du concept du cône morse (21).	7
Figure 7 :	Implants et piliers Ankylos C/ (Cône morse pur) et /X (cône morse indexé)(22).....	7
Figure 8 :	Protocole de dépose d'un pilier à connexion interne conique à l'aide d'un extracteur de pilier de la marque ETK Dental® (23).....	8
Figure 9 :	Connexion interne conique active de l'implant Nobel Active de Nobel Biocare® (15).	9
Figure 10 :	Schématisation de la force de traction créée dans la vis lors du serrage (flèche verticale verte) sur une connexion interne conique de l'implant Nobel Active de Nobel Biocare®	10
Figure 11 :	Connectiques indexées (de gauche à droite) : hexagone interne, trilobe interne, hexagone externe de Nobel Biocare®.....	10
Figure 12 :	Modélisation d'un implant représentant le système anti-rotationnel à l'intérieur de l'implant, que l'on peut choisir d'exploiter ou non selon le choix du pilier (28).....	11
Figure 13 :	Schéma d'une connexion à plat, en connexion externe (A) ou interne (B), sans platform switching (1) ou avec platform switching (2). En connexion conique vraie (C), la connexion s'établit paroi contre paroi et le platform switching est obligatoire. Schéma réalisé par le Docteur LAURENT Michel.....	12
Figure 14 :	Système implantaire à deux étages à gauche et à trois étages à droite (31).....	13
Figure 15 :	Exemple de pilier angulé : le pilier MUA (Multi-Unit Abutment) angulé de 17° de Nobel Biocare® (32).	13
Figure 16 :	Implants monoblocs droits en titane de la marque Ziacom medical ZMR®& ZMR®S (34).....	14
Figure 17 :	Schémas comparatifs de piliers usinés sur-mesure à gauche et préfabriqués à droite (51).....	17
Figure 18 :	Pilier UCLA : Cylindre calcinable sur bague en alliage d'or, maquette en cire, pilier (droit et angulé) coulé en alliage d'or (51).	17
Figure 19 :	Schéma montrant les différentes étapes du comportement mécanique d'un matériau lors de l'application d'une contrainte : de la déformation élastique à la rupture (55).....	19
Figure 20 :	Photographies comparant la situation des puits d'accès sur couronnes transvissées à gauche et scellées à droite.	20
Figure 21 :	Schéma représentant la quantité de bactéries relevée à l'intérieur d'implants dont les puits d'accès à la vis ont été obturés par différents matériaux (57).....	20
Figure 22 :	Schématisation de l'angle de diffusion de l'infiltrat inflammatoire dans les tissus péri-implantaires. À gauche le concept de platform-matching, à droite le concept de platform-switching (71).	22
Figure 23 :	Schématisation du positionnement infra-crestal de l'implant et de son pilier à forme "tulipée" dans le concept In-koneMD de chez Global DMD pour un meilleur sertissage tissulaire (74).....	23
Figure 24 :	Comparatif de la croissance tissulaire entre le concept platform-switching traditionnel juxta-crestal et le concept In-koneMD de chez Global DMD infra-crestal avec pilier de forme "tulipée" (74).....	23

Figure 25 : Tableau récapitulatif des propriétés des différents alliages de titane (92). La nature et la quantité des impuretés (azote, fer, oxygène...) présentés dans les grades 1 à 4 expliquent leurs différences de propriétés mécaniques.....	24
Figure 26 : Photographie de piliers en titane à connectique interne conique à gauche et à connectique interne trilobée à droite (99).....	25
Figure 27 : Photographie montrant la visibilité du pilier en titane à travers un parodonte fin : aspect grisé de la gencive au niveau de l'implant 46. Photographie prise par le Docteur LAURENT Michel.....	26
Figure 28 : Modélisation d'un pilier implantaire entièrement en zircone à gauche (angulé, à connectique interne, de la marque Biotech Dental®) et d'un pilier en zircone sur une embase en titane à droite (angulé, à connectique interne hexagonale, de la marque Tov implant®) (108).	27
Figure 29 : Schématisation des différents facteurs qui définissent l'état de surface (Form : forme ; Waviness : ondulation ; Roughness : rugosité) (109).	28
Figure 30 : Schématisation de la fonction de la couche protectrice et de ses groupements hydroxyles (121).	30
Figure 31 : Avantages des revêtements de surface XealMD pour les piliers et TiUltraMD pour les implants de la marque Nobel-Biocare® (121).	30
Figure 32 : Photographies de piliers anatomiques en zircone sur leurs embases en titane (125).....	32
Figure 33 : Photographie d'une coiffe hybride en IPS e.max® stratifiée en céramique feldspathique par la technique du cut-back (réduction homothétique vestibulaire après usinage) sur une embase en titane (125).	32
Figure 34 : Photographie d'une TiBase® et d'un bloc IPS e.max CAD® avant usinage. La photographie montre les deux diamètres d'orifices différents existant, correspondant à deux modèles de TiBases® : S ou L. Cette dimension conditionne la largeur cervicale de la prothèse (125).	33
Figure 35 : Photographie d'un joint de colle trop épais à gauche et photographie d'un joint fin, réduit au minimum pour éviter la rétention bactérienne à droite (125).....	33
Figure 36 : Modélisation du concept ASC de Nobel Biocare®. Le tournevis, grâce à sa tête ronde, permet de visser malgré l'angulation (121).	34
Figure 37 : Cas clinique présentant la réalisation d'une coiffe 25 directe implant avec le système ASC de Nobel Biocare®. Dans l'ordre des photographies : embase en titane non solidarifiée avec la coiffe en zircone ; mise en place de la vis ; embase et coiffe solidarifiées au moyen de la vis ; pilier de cicatrisation en bouche ; coiffe solidarifiée sur l'embase vissée en bouche. Cas réalisé par le Docteur LAURENT Michel.	35
Figure 38 : Représentation du concept Axiom d'Anthogyr® avec son système de verrouillage intégré et sa bague de maintien (131).	35
Figure 39 : Schématisation d'implants de la marque Straumann®, soft tissue level (supra-crestaux) monoblocs à gauche et d'implants bone level (juxta-crestaux) à droite (138).	36
Figure 40 : Schématisation des étapes de traitement par le système On1MD. De gauche à droite: mise en place de la base On1MD ; mise en place du capuchon de cicatrisation ou couronne transitoire ; mise en place du transfert d'empreinte ; mise en place de l'infrastructure de couronne transvissée ou scellée (zircone ou titane) (143).....	38



SERMENT MEDICAL

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

LAURENT Camille – Jonction implant titane - prothèse : facteurs influençant l'intégration biologique

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

Rubrique de classement : Odontologie prothétique

Résumé :

L'implantologie se démocratise et permet aujourd'hui de proposer une solution durable et confortable aux différents cas d'édentement. Afin de garantir le succès de leurs réhabilitations prothétiques sur implants, les praticiens devront déterminer, parmi les nombreuses solutions proposées par les fabricants, lesquelles sont à privilégier.

Leur attention de soignant doit avant tout se porter sur la zone de jonction implant-prothèse qui est le théâtre de nombreux enjeux déterminants dans l'intégration biologique de l'implant. En effet, tous les paramètres qui régissent cette zone doivent être étudiés avec attention en fonction de la situation clinique, et ce travail a pour fonction d'éclairer les praticiens sur les concepts à suivre et ceux qui sont à éviter.

La première partie présente les différents types de connexions existantes.

La deuxième partie étudie le comportement mécanique de la liaison implant-prothèse, ainsi que tous les facteurs influençant son étanchéité.

La troisième partie s'intéresse aux matériaux constitutifs des éléments prothétiques, à leur revêtement et à leur état de surface.

Enfin, la quatrième partie met en lumière l'influence de la chirurgie et de la multiplication des étapes cliniques sur les tissus parodontaux péri-implantaires.

Mots clés :

Pilier implantaire

Connectique implantaire

Titane

Zircone

Commutation de plateforme

LAURENT Camille – Titanium implant - prosthesis junction : influencing factors of biological integration

Abstract:

Implantology is democratizing and nowadays allows us to offer a durable and comfortable solution to different cases of edentulous. In order to guarantee the success of their prosthetics rehabilitations on implants, practitioners will have to determine which of the many solutions offered by the manufacturers should be favored.

Their caregiver's attention must above all be focused on the implant-prosthesis junction area, which is the scene of many decisive issues in the biological integration of the implant. Indeed, all the parameters that govern this area must be studied carefully according to the clinical situation, and this work has the function of enlightening practitioners on the concepts to be followed and those to be avoided.

The first part presents the different types of existing connections.

The second part studies the mechanical behavior of the implant-prosthesis link, as well as all the factors influencing its tightness.

The third part is interested in the constituent materials of prosthetics elements, their coating and their surface condition.

Finally, the fourth part highlights the influence of surgery and of the multiplication of clinical stages on peri-implant periodontal tissues.

MeSH:

Implant abutment

Implant connection

Titanium

Zirconium

Platform-switching

Adresse de l'auteur :

5, Impasse Jérôme

13390 AURIOL