

UNIVERSITE JEAN MONNET

**FACULTE DE MEDECINE
HOPITAL NORD CAMPUS SANTE
LABORATOIRE D'ANATOMIE**

10 rue de la Marandière 42270 SAINT PRIEST EN JAREZ

Année 2015-2016

**DIPLOME UNIVERSITAIRE D'ANATOMIE APPLIQUEE A
L'IMPLANTOLOGIE**

Mémoire Présenté par M. le Docteur Loïc FONTANEL

Titre du mémoire

**LES DIFFERENTES CONNECTIQUES IMPLANTAIRES ET
LEUR ENJEUX BIOLOGIQUES : INTERET DU SWITCHING-
PLATEFORME**

Directeur du Mémoire

Mr Le Docteur Jean-Christophe PETITJEAN

UNIVERSITE JEAN MONNET

**FACULTE DE MEDECINE
HOPITAL NORD CAMPUS SANTE
LABORATOIRE D'ANATOMIE**

10 rue de la Marandière 42270 SAINT PRIEST EN JAREZ

Année 2015-2016

**DIPLOME UNIVERSITAIRE D'ANATOMIE APPLIQUEE A
L'IMPLANTOLOGIE**

Mémoire Présenté par M. le Docteur Loïc FONTANEL

Titre du mémoire

**LES DIFFERENTES CONNECTIQUES IMPLANTAIRES ET
LEUR ENJEUX BIOLOGIQUES : INTERET DU SWITCHING-
PLATEFORME**

Directeur du Mémoire

Mr Le Docteur Jean-Christophe PETITJEAN

SOMMAIRE

Introduction

I- Rappels et définitions

- Implant
- Pilier implantaire
- Prothèse implanto-portée

II- Les différentes connectiques implantaires

- Classification historique
- Classification mécanique
- Classification selon le design de la connexion

III- Les enjeux biologiques de la zone de connexion : intérêt du switching-plateforme

- L'espace biologique
- Les effets biologiques
- Les effets mécaniques

Conclusion

Bibliographie

Introduction

Au cours du XXème siècle, de très nombreuses innovations ont marqué et fait évoluer l'exercice de la chirurgie dentaire. L'implantologie, avec le concept d'ostéointégration décrit par Branemark (1977), constitue une innovation très importante.

Il s'agit d'une modification radicale de l'approche thérapeutique et de la conception des plans de traitement prothétiques.

Elle permet de résoudre certains problèmes liés à l'édentement. Elle évite d'une part, la préparation des dents indemnes et le port de prothèses adjointes en cas d'édentement distal uni ou bilatéral.

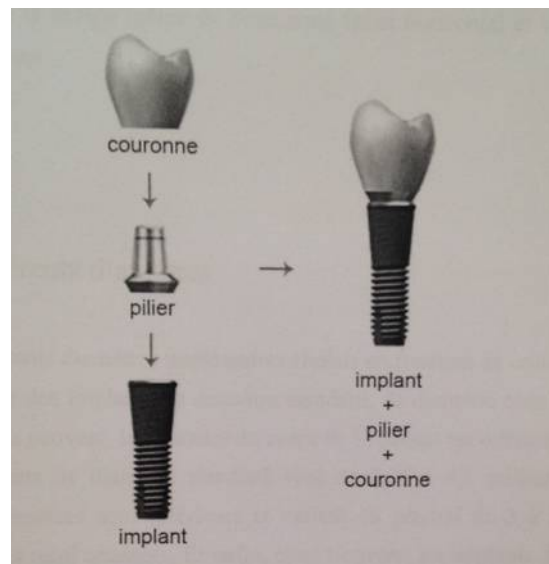
Dans un premier temps nous ferons quelques rappels concernant les différents éléments qui constituent une prothèse implanto-portée. Dans une seconde partie nous parlerons des différentes connectiques implantaires. Enfin, dans une troisième partie nous nous intéresserons aux enjeux biologiques de la zone de connexion et à l'intérêt du switching-plateforme.

I- Rappels et définitions

Un implant dentaire est une racine artificielle en titane implantée dans l'os et sur laquelle un élément prothétique vient être fixé pour remplacer une dent manquante. L'ensemble constitue une prothèse implanto-portée.

Cet ensemble est généralement constitué de trois étages :

- l'implant
- le pilier implantaire
- la couronne prothétique



Les 3 étages prothétiques à gauche, leur assemblage à droite (Martinet et Jacquin, 2014)

1- L'implant

L'implant dentaire est une racine artificielle ancrée dans l'os du maxillaire ou de la mandibule. Il sert à remplacer la racine d'une dent extraite et à soutenir une prothèse. Nous pouvons retrouver différentes tailles, formes et longueurs d'implants qui seront choisis en fonction des nécessités chirurgicales et prothétiques afin de remplacer de manière optimale une ou plusieurs dents manquantes. Les nécessités

chirurgicales seront plus en lien avec la longueur et la forme implantaire ; les impératifs prothétiques, eux, en lien avec la notion de taille et diamètre implantaire.

2- Le pilier implantaire

Le pilier implantaire, ou pilier prothétique, constitue un étage intermédiaire. Il permet la liaison entre la cavité buccale et le milieu endo-osseux, et sert de moyen de jonction entre la couronne implanto-portée et l'implant (*Noharet et coll, 2010*).

La connectique implantaire assure la jonction implant-pilier prothétique (*Guillaume, 2013*). Elle est constituée d'une partie mâle et d'une partie femelle qui s'emboîtent. L'ensemble est maintenu par une vis, transvissée dans le filetage interne de l'implant. Le transvissage est un vissage transfixiant d'une suprastructure prothétique sur une infrastructure ou des implants. La vis traverse donc de part en part, le pilier et l'implant. Lorsque l'emboîtement des deux pièces permet une position précise du pilier et empêche toute rotation de ce dernier au sein de l'implant, le qualificatif anti-rotationnelle est donné aux pièces concernées. Il s'agit en général de formes géométriques ayant la capacité de bloquer la rotation et de créer un positionnement précis du pilier.

2- La prothèse implanto-portée

Il en existe de nombreux types adaptés à chaque cas particulier : couronnes unitaires scellées ou vissées, bridges scellés ou vissés, prothèses totales résines ou céramiques vissées, bridge complet.



Prothèse Bränemark mandibulaire, 4 implants (http://www.tandtechniek-baarn.nl/arts_prothese_implantaten.html#)



Prothèse complète mandibulaire amovible implanto-portée sur 4 locators (http://www.tandtechniek-baarn.nl/arts_prothese_implantaten.html#)

II- Les différentes connectiques implantaire

1- Classification historique

1.1- Connectique externe

Cette connectique implantaire est historiquement la plus ancienne. Il s'agit d'une connectique qui prend place à l'intérieur de l'implant. Nous la trouvons par exemple sur les implants Brånemark, en tant que connectique hexagonale externe. La plate-forme du col de l'implant est surmontée en son centre d'un hexagone externe associé à un pas de vis central. L'hexagone externe représente la partie femelle de la connectique, et le pilier prothétique possède une partie mâle qui vient s'emboîter dans cet hexagone. Le pilier est ensuite transvissé dans l'implant (**Goudot et Lacoste, 2013**). Nous nous retrouvons, ici, dans le cas d'une connectique anti-rotationnelle créée par l'hexagone externe de la connexion. L'hexagone est une forme anti-rotationnelle; elle peut être différente sans impacter la notion de connectique externe.



Implant dentaire avec connectique à Hexagone externe (EVL C, GLOBAL D)

1.2- Connectique interne

Ce type de connectique a été inventé par la suite. La partie femelle de la

connexion implantaire est située, à l'inverse de la connectique externe, au niveau du col de l'implant et non sur le pilier. La forme géométrique est donc bien à l'intérieur de l'implant. Une paroi fine se retrouve entre la partie externe de l'implant et la partie interne de l'implant où se trouve la partie femelle de la connectique implantaire. Cette partie est donc fragilisée par rapport à une connectique externe, entraînant ainsi un risque de fracture du col implantaire et/ou du pilier. L'apparition de nouveaux matériaux, tels que le titane grades 4 ou 5 (alliage), ont permis une plus large utilisation de ce type de connectique (*Davarpanah et coll, 2012*). En effet le recours à ce type de matériaux, aux meilleures propriétés mécaniques, permet d'éviter ce genre de fracture. La partie femelle peut être représentée par différentes formes géométriques telles que l'hexagone, le polygone interne, le polygone trilobé etc. Ces formes font de cette connectique une connectique anti-rotationnelle. Enfin, le système pilier-implant est maintenu par une vis de transfixation.



Implant dentaire avec connectique à Hexagone interne (EVL N, Serf)

1.3- Connectique conique

Cette connectique se rapproche de la connectique interne car la partie mâle et la partie femelle se situent au même endroit. Elle a été mise au point pour l'industrie

en 1864 pour lutter contre le phénomène de dévissage (**Monin et Monin, 2010**). Elle appartient à la famille des cônes d'emmanchements ou cônes d'outillages, qui sont principalement utilisés sur les machines-outils. Ceux-ci assurent un très bon centrage entre par exemple l'outil et la broche de la machine, c'est-à-dire que l'adhérence est suffisamment importante pour entraîner l'outil. Nous retrouvons l'utilisation de ces cônes dans l'industrie (donc machine outil, automobile, aéronautique) et également dans le domaine médical par exemple pour la réalisation de prothèse de hanche.

Il s'agit en réalité de deux cônes dont les parois ne sont pas parallèles mais convergentes. Ils s'emboîtent par friction et créent une soudure à froid. Ce genre de connectique conique est nommé cône morse pur. L'angulation du cône morse pur est de 3° (donc 1,5° de chaque côté), soit une conicité de 5%. C'est une connexion dite autobloquante (**Belveze, 2010**). Elle permet d'éviter tout risque de micromouvements inhérents à l'utilisation des systèmes vissés car il n'y a pas de vis pour maintenir le système soudé. De plus, pour ce genre de connectique, le joint pilier-implant est de 3 microns en moyenne alors que pour une connectique traditionnelle utilisant une vis il est d'environ 100 microns.

Ces éléments sont d'ordre général, nous allons les appliquer à l'odontologie et plus spécifiquement donc à la connection implantaire qui nous intéresse.

La réduction du joint est intéressante du point de vue bactériologique. En effet, ceci permet une meilleure étanchéité contre les bactéries. En effet, selon **Schmitt et coll. (2014)**, présentant un bilan systématique des articles concernant la comparaison entre les connectiques coniques et les connectiques plat-à-plat, les cônes morses montrent de meilleures performances in vivo en ce qui concerne le micro-gap, le joint muqueux et la stabilité du pilier vis-à-vis de l'implant.

Cependant, ce genre d'assemblage ne donne aucun repère de positionnement du pilier. Cette connectique peut être retrouvée chez Bicon® par exemple (**Muley et coll, 2012**). C'est une connectique rotationnelle. Le design interne de cette connexion conique ne présente pas d'angles devant se correspondre.

Le pilier est placé dans l'axe de l'implant et peut être orienté dans une infinité de possibilités. Il y a au minimum, 360° de liberté. Nous pouvons ainsi choisir par exemple au laboratoire, l'orientation d'un pilier angulé.

Par la suite, le cône morse a pu être associé à un système d'indexation, qui permet de donner un repère de positionnement du pilier sur l'implant. Cette connectique est ainsi devenue anti-rotationnelle.

L'indexation peut être de forme polygonale ou à créneaux par exemple. Elle est passive et dans la continuité active apicale du cône morse. Dans l'exemple de l'implant Leone®, nous trouvons le cône morse pur associé à un polygone interne de repérage (*Davarpanah et coll, 2004*)

Enfin, pour pouvoir procéder à des étapes de réintervention sans bloquer la pièce intermédiaire définitivement dans l'implant, nous ne recourons généralement donc pas à une véritable soudure à froid. En effet, les angles peuvent varier entre 5 et 11° environ (*Fortin T, 2013*). Les cônes réalisés avec des pentes supérieures à 3° sont des « cônes de centrages ». Ce sont des cônes morses modifiés. Le pilier à embase conique vient se plaquer dans l'émergence interne de l'implant, et le tout est relié par une vis de transfixation. C'est l'exemple du système Ankylos®, avec une conicité de 4° (*Bessade, 2007*), ou encore de l'implant Nobel Active.

Cette classification est limitée aujourd'hui : en effet, la notion d'interne et de conique peut être sujette à confusion. La classification mécanique semble dès lors plus intéressante.

2- Classification mécanique

2.1- Connectique passive

La manière dont le pilier et l'implant sont connectés est passive. Cela signifie que le seul emboîtement des parties mâle et femelle de la connectique ne permet pas

la rétention du système. En effet, l'emboîtement ne crée pas de friction suffisante et les parties se retrouvent plat à plat. Il est nécessaire d'ajouter une vis au complexe en vissant à travers le pilier et l'implant emboîtés. Pour exemple, la connectique hexagonale externe, présente sa partie femelle qui a une fonction antirotationnelle, et la vis a pour fonction de stabiliser l'ensemble par serrage (*Guillaume, 2013*). Sans celle-ci, l'ensemble pilier-implant ne peut être maintenu. Pour les mêmes raisons, les connectiques dites internes font également partie des connectiques dites passives. Il n'y a pas de friction des parois même si l'emboîtement est interne : les parois de l'implant et du pilier restent donc à distance.

2.2- Connectique active

Ici au contraire, nous trouvons l'exemple des connectiques coniques, et donc le cône morse. Les parties mâle et femelle s'emboîtent par friction, et créent une soudure à froid. Le pilier est inséré de force dans l'implant. Seul l'emboîtement crée une connexion active qui permet d'éviter une vis de transfixation.

Cependant, comme vu précédemment, il est possible d'augmenter l'angle d'emboîtement pour avoir une friction un peu plus légère, et ajouter une vis pour maintenir correctement le système. Il se crée donc une pseudo-soudure à froid. Et si la vis se desserre, le pilier reste maintenu en place. La vis est donc utilisée comme moyen de serrage du cône plutôt que comme moyen de rétention principal du système.

3- Le design de la connexion

Nous pouvons distinguer les connectiques implantaires par leur design externe.

3.1- plat à plat (en continuité)

Les connectiques plat à plat sont les premières à être apparues. Le diamètre du pilier implantaire et celui de l'implant sont identiques. Ainsi les parois externes du col de l'implant et celles du pilier sont en continuité. Il est donc nécessaire de veiller au choix du diamètre de l'implant en considérant le diamètre cervical de la couronne. Négliger ce facteur aura des conséquences néfastes à la création d'un profil d'émergence esthétique.

3.2- le plate-forme switching

Ce concept a été découvert fortuitement par la société 3i. En effet, ils avaient mis sur le marché des implants de 5 à 6 millimètres de diamètre, sans connectique de diamètre adapté, donc de diamètre plus petit (de 4,1 millimètres). Il y avait donc un décalage horizontal au niveau des parois externes de l'implant et du pilier. Le pilier est en fait en retrait vers l'intérieur du col implantaire. Néanmoins, le plate-forme switching a démontré certains avantages. En effet, habituellement, nous observions classiquement, une diminution de la hauteur de la crête osseuse péri implantaire. Cependant, par la suite, lorsque les diamètres de piliers, inférieurs à ceux des implants, ont été installés, il a été remarqué, d'après un suivi radio sur le long terme, que les variations verticales de crêtes osseuses péri implantaires apparaissaient plus faibles que celles attendues (*Hermann et coll, 1997*) (*Hermann et coll, 2001*).

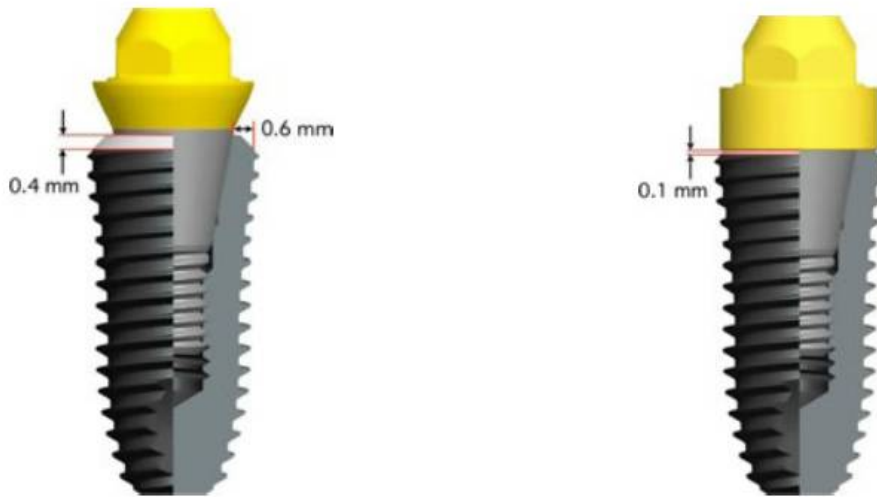


schéma illustrant les connexions implantaire. Ici nous avons une connexion en switching-plate-forme sur la gauche, et en matching plate-forme, (le pilier et l'implant sont en continuité) sur la droite (Wang et coll, 2014)

III- Les enjeux biologiques de la zone de connexion : intérêt du switching-plateforme

1- L'espace biologique

Comme pour les dents, les implants possèdent un espace biologique qui est déterminé, et est physiologiquement et dimensionnellement stable (**Sivolella et coll, 2013**). L'espace biologique est une attache muco-épithéliale d'une épaisseur d'environ 3 millimètres. Cet espace est constitué d'un sulcus, de 0,5 à 1 millimètre de profondeur, d'un épithélium de jonction (attache épithéliale), qui mesure de 1 à 2 millimètres et enfin d'une attache conjonctive qui mesure également de 1 à 2 millimètres. Cet espace se crée lors de la pose de l'implant et de la cicatrisation autour de celui-ci, qui s'en suit. Il sert à maintenir un équilibre entre l'implant et le péri-implant, en maintenant une structure tissulaire identique pour protéger l'os sous

jaçant. (**Hermann et coll, 2000**)

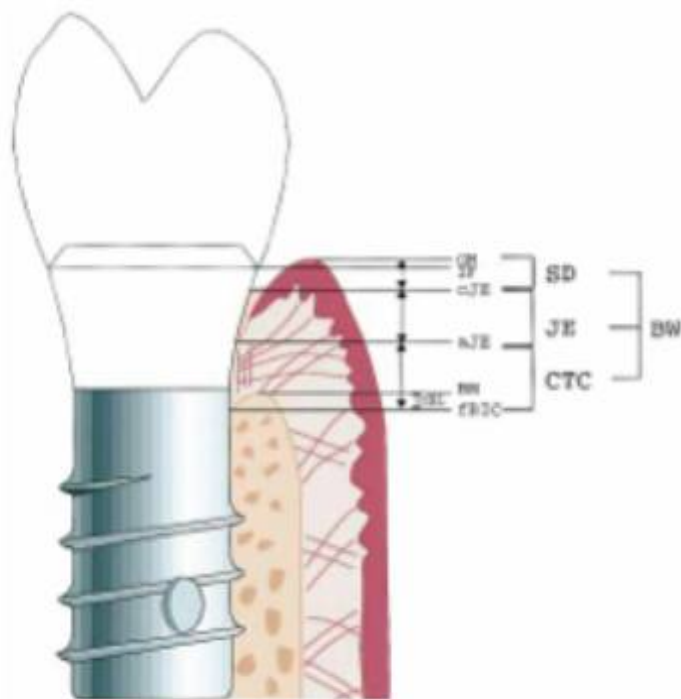


schéma représentant l'espace biologique et ses constituants (Hermann et coll, 2000)

Le niveau des crêtes osseuses péri-implantaires après restauration est depuis longtemps utilisé comme critère de référence pour évaluer le succès des implants. Cependant, après mise en charge des implants, des petites variations de ce niveau n'affectaient pas le succès à long terme de ces implants pour la plupart des situations cliniques.

Il a été constaté que lors de la première année qui fait suite à la mise en place de pièces prothétiques sur l'implant, il se produit une lyse osseuse verticale et horizontale, autour du col de l'implant, au niveau de la jonction pilier-implant. D'après **Berglundh et Lindhe (1996)** ou encore **Hermann et coll. (1997)** cette lyse peut atteindre environ 1,5 millimètres sous la jonction pilier-implant, jusqu'à la première spire.

Auparavant, le protocole chirurgical standard recommandé pour placer des

implants cylindro-coniques à hexagone externe en deux temps nécessitait de poser l'implant avec la plate-forme à 1 millimètre sous la crête osseuse et de placer la vis de cicatrisation au niveau de la crête osseuse pendant la cicatrisation. Tout ceci était recouvert par les tissus mous de manière hermétique et pendant ce temps, d'après des clichés radiographiques, il n'y avait pas de remodelage osseux remarqué. Cependant, après le deuxième temps chirurgical (où l'implant est désenfoui) ou si l'implant était exposé prématurément à l'environnement buccal, des variations de la crête osseuse intervenaient au niveau coronaire de l'implant.

La même chose a été constatée pour des protocoles en un temps chirurgical, où un élément prothétique est directement fixé sur l'implant (**Lazzara et Porter, 2006**). Donc la lyse osseuse commence à partir du moment où l'implant est exposé à l'environnement buccal.

Il existe plusieurs théories qui pourraient expliquer le phénomène de la lyse osseuse jusqu'à la première spire de l'implant.

- Lorsqu'il y a une mise en fonction de l'implant, il y a un remodelage des crêtes osseuses causé par une concentration des contraintes, liées à la fonction occlusale, dans la partie coronaire de l'implant (**Miyata et coll., 2002**).

- D'après **Abrahamsson et coll (1997)**, lorsqu'il y a vissage/dévissage répété du pilier sur l'implant, les tissus mous péri-implantaires ont du mal à cicatriser ce qui entraîne une lyse osseuse. Les résultats de leur étude ont montré que le vissage/ dévissage compromettait la barrière muqueuse et entraînait une position plus apicale du tissu conjonctif.

- Certains pensent que la création de l'espace biologique, qui produit une barrière autour du sommet de l'implant, entraîne une inflammation locale des tissus mous au niveau de la jonction pilier-implant et donc crée une résorption osseuse à ce niveau

(Ericsson et coll., 1995)

- Certains encore pensent que la lyse osseuse est due à un micro-hiatus (micro-gap) à la jonction pilier-implant. D'après une étude menée par **Hermann et coll (2001)**, avec des implants enfouis ou non, en une ou deux parties, placés dans des mandibules de chiens, la présence d'un micro-hiatus (de l'ordre de 50 microns environ) influence grandement la lyse osseuse. En effet, sur des implants en deux parties, donc où il y a la présence d'un micro-gap, la lyse osseuse sera plus importante que des implants en une pièce, qui se comportent plus comme une dent réelle.

- Des perturbations liées à des micromouvements entre le pilier et l'implant, en contact avec la crête osseuse, pourraient également expliquer le phénomène de lyse osseuse après mise en charge des implants. En effet, d'après une étude de **King GN et coll (2002)**, qui compare l'influence de la taille du micro-hiatus, avec des implants dont le pilier est soudé (implant en une partie) ou vissé (implant en deux parties), sur le niveau de la crête osseuse, la taille du micro-hiatus n'influe pas tellement sur la hauteur de perte de crête osseuse.

Cependant il a été constaté qu'il y avait une perte osseuse plus élevée sur les implants en deux parties. Ils en ont conclu que la stabilité entre le pilier et l'implant, et donc que les micromouvements entre ces deux parties, augmentaient la hauteur de la perte crestale osseuse péri-implantaire.

- **Ericsson et coll (1995)** ont décrit les tissus péri-implantaires et ont distingué deux types de lésions inflammatoires dans les tissus mous péri-implantaires. Le premier est associé à la plaque, et le second a été nommé, « infiltrat inflammatoire du pilier » et représente une zone de 1 à 1,5 millimètre d'infiltrat cellulaire en rapport avec la jonction pilier-implant (donc 0,5 millimètre à 0,75 millimètre étendu coronairement et également apicalement à la zone de jonction pilier-implant). Ces auteurs ont montré également que le bord apical de cette inflammation est toujours séparé de 1

mm de l'os crestal, par du tissu conjonctif sain. Cette grande proximité de l'infiltrat inflammatoire avec l'os pourrait expliquer également cette perte osseuse crestale autour des implants en deux parties.

Broggini N et coll (2003) ont mené une étude histologique sur les tissus mous péri-implantaires au moment où le pilier a été connecté à l'implant, et sur l'influence du micro-hiatus par rapport à un implant en une pièce. Pour les implants en deux parties, il se produisait un pic de cellules inflammatoires au niveau du micro-gap alors qu'il ne se passait rien pour l'implant en une pièce. De plus, une plus importante lyse osseuse crestale apparaissait pour les implants en deux parties par rapport à l'implant en une partie. L'infiltrat cellulaire est donc mis en cause au niveau du micro-hiatus.

La jonction pilier-implant devient donc un système dynamique, de part une inflammation chronique à ce niveau. Celui-ci entraîne des perturbations d'ordre mécanique et bactérien qui constituent une agression de l'espace biologique, qui cherchera à se protéger et se remodeler à distance de ces agressions car toute perturbation qui peut porter atteinte à cet espace entraînera un remodelage de celui-ci.

L'espace biologique peut être perturbé également par la position de l'implant. En effet, nous avons vu que l'espace biologique nécessitait un espace déterminé pour être stable.

2- Les effets biologiques

Le concept du switching plate-forme est, comme nous l'avons vu auparavant, le fait que le pilier soit en retrait, décalé vers le centre de l'implant. Il a été constaté dans certains cas que la lyse osseuse n'apparaît pas comme attendue. D'après des observations de **Lazzara et Porter (2006)**, selon certaines études, la lyse osseuse verticale devant atteindre environ la première spire de l'implant comme prévue sur

des implants standards, était parfois moindre sur des implants de large diamètre avec un pilier de diamètre plus petit.

D'après une étude menée par *Lazzara et coll (2006)*, une hypothèse, soutenue par des clichés radiographiques réalisés sur une période de 13 ans, après mise en place d'éléments prothétiques de petit diamètre sur des implants de gros diamètre, présente une absence ou une faible résorption d'os crestal avec le switching plate-forme. L'observation de ces radiographies à 5 ans post-opératoires montre que l'os crestal ne répond pas de la même manière autour des implants avec switching plate-forme qu'avec des implants restaurés avec des éléments de même diamètre. Nous avons vu que la lyse osseuse était en moyenne de 1,5 millimètres et pouvait atteindre la première spire implantaire, cependant, ici, la quantité d'os crestal remodelée est notablement réduite. Ces auteurs décrivent ainsi plusieurs conséquences causées par le décalage de l'angle externe du pilier implantaire vers l'intérieur de la plate-forme de l'implant.

Premièrement, la plate-forme exposée de l'implant crée une augmentation de surface sur laquelle les tissus mous peuvent venir s'attacher, évitant une résorption osseuse qui permet de découvrir une surface implantaire nécessaire à l'attache de ces tissus.

Deuxièmement, le décalage de l'angle externe du pilier par rapport à l'angle externe de la plate-forme entraîne le déplacement du micro-gap entre le pilier et l'implant, ainsi que l'infiltrat inflammatoire de cette zone vers l'intérieur de l'implant, et donc à distance de l'os crestal. Comme énoncé précédemment, ces éléments étaient mis en cause dans le phénomène de lyse osseuse de l'os crestal péri-implantaire, et donc le fait d'éloigner ces éléments de l'os permettrait une action plus faible de leur part, et donc une lyse osseuse plus atténuée.

Troisièmement, comme l'infiltrat inflammatoire était exposé sur des surfaces en continuité entre le pilier et l'implant, il avait une zone d'action de 180°. De part le repositionnement de ce dernier, il se retrouve dans un angle entre le pilier et l'implant, et se retrouve ainsi avec une zone d'exposition de 90°. Cette exposition restreinte peut être également l'origine d'une moindre inflammation des tissus mous et de l'os crestal.

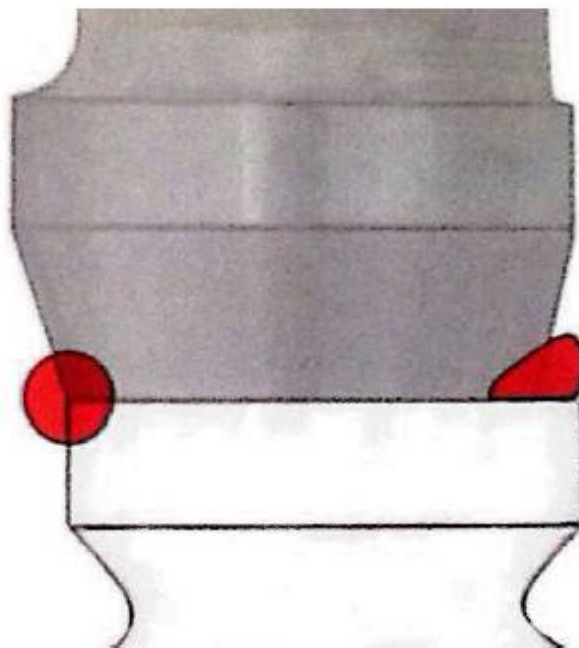


Schéma illustrant en rouge, l'aire d'exposition de l'infiltrat inflammatoire, à gauche, suivant le concept du matching plate-forme et à droite suivant le concept du switching plate-forme. Nous pouvons constater que l'infiltrat sur la droite est en retrait et est plus confiné (Lazzara et coll, 2006)

De même, **Hürzeler et coll (2007)** ont réalisé une étude qui visait à étudier le niveau osseux péri-implantaire dans lequel des piliers à design plate-forme switching était utilisés. Des implants ont été posés sur 15 patients, avec comme groupe test, des implants avec des piliers de plus petit diamètre, et comme groupe témoin, des implants avec des piliers de diamètre adapté. Des radiographies ont été prises le jour de la pose des éléments prothétiques, puis un an plus tard. Une mesure de la hauteur

de la crête marginale en mésial et en distal des implants a été prise. Ils en ont conclu que le concept du switching plate-forme limite la résorption osseuse et préserve le niveau d'os péri-implantaire, et qu'une réduction du diamètre implantaire de 0,45 millimètre de chaque coté, par rapport au diamètre de l'implant semblait suffire à l'obtention de ce résultat. Ils pensent également que la restriction à 90° de l'infiltrat inflammatoire ainsi que l'augmentation de la distance entre l'os et cet infiltrat feraient partie des causes de diminution de la lyse osseuse.

Canullo et coll (2009) ont également mené une étude visant à mesurer le niveau osseux péri-implantaire en utilisant le concept du switching plate-forme, ainsi que différents écarts de diamètres entre l'implant et le pilier implantaire. Ils ont utilisé des implants de 3,8 millimètres; 4,3 millimètres; 4,8 millimètres; et 5,5 millimètres de diamètre, avec des piliers de 3,8 millimètres de diamètre. Ils ont fait des mesures à 9, 15, 21 et 33 mois. En moyenne, une moins grande perte osseuse avec les implants utilisant le concept du switching plate-forme, qu'avec les implants liés à un pilier de diamètre identique a été trouvée. De plus, ils ont remarqué une corrélation inversée entre la valeur moyenne de perte osseuse péri-implantaire et la différence de diamètre entre le pilier et l'implant. En effet, ils constatent que plus la différence est grande entre le diamètre de l'implant et celui du pilier, moins la perte osseuse péri-implantaire est importante.

Cependant, **Romanos et coll (2014)** ont rassemblé de nombreux articles à propos des effets du switching plate-forme sur la perte osseuse péri-implantaire et trouvent que les effets sont à débattre. La perte osseuse péri-implantaire semble être guidée par de nombreux facteurs et pas simplement être due au fait que le diamètre du pilier soit plus étroit que celui de l'implant.

Il semblerait que des études montrent le coté positif du switching plate-forme, mais que cependant, il y aurait parfois une hétérogénéité sur quelques résultats en ce

qui concerne la hauteur de résorption osseuse. Une étude de *Linkevicius et coll (2009)* a démontré que s'il y avait une épaisseur de tissus mous de 2 millimètres ou moins au moment de la pose de l'implant, et même si la plate-forme de l'implant était placée en supra crestale, la lyse osseuse péri-implantaire attendue serait présente généralement. Cependant, si l'implant est placé dans une zone où l'épaisseur des tissus mous est bien élevée, il y avait statistiquement une moins grande perte osseuse.

Linkevicius et coll (2010) ont cherché à savoir si une faible épaisseur de tissus mous avait une influence autour d'un implant avec plate-forme switching. Des implants avec et sans plate-forme switching ont été placés sur des patients, à des endroits où l'épaisseur des tissus mous était de 2 millimètres ou moins. Des clichés radiographiques ont été pris le jour de la pose des implants et un an après leur mise en charge, et ont permis d'établir des mesures de la perte osseuse en mésial et en distal de chaque implant. Les résultats n'ont pas montré de différence significative entre la perte osseuse des implants sans switching plate-forme et des implants avec switching plate-forme. Cela signifie que les effets bénéfiques obtenus grâce au concept du switching plate-forme sont absents lorsque l'épaisseur des tissus mous autour des implants est insuffisante, et mesure 2 millimètres ou moins. De plus, les études qui ont des chiffres parfois irréguliers en ce qui concerne la hauteur de perte osseuse péri-implantaire autour des implants avec switching plate-forme sont des études qui n'ont pas pris en compte l'épaisseur des tissus mous au moment de la pose des implants.

3- Les effets mécaniques

Nous allons voir maintenant que le switching plate-forme, de part le décalage du pilier vis-à-vis de l'angle externe de la plate-forme implantaire, peut également avoir des effets bénéfiques mécaniques pour diminuer la lyse osseuse péri-implantaire.

Selon une étude menée par **Canullo et coll (2011)**, le switching plate-forme conduit à diminuer le stress transféré à l'os péri-implantaire grâce à un changement dans les distributions des contraintes dans le pilier implantaire. En effet, dans cette étude, trois groupes d'implants ont été soumis à différentes charges, appliquées sur la portion coronaire du pilier implantaire. Il y avait un groupe contrôle, qui a pour diamètre de pilier et d'implant, 3,8 millimètres, un second groupe contrôle qui a pour diamètre d'implant et de pilier, 5,5 millimètres et enfin le groupe test qui a pour diamètre implantaire 5,5 millimètres et pour diamètre de pilier, 3,8 millimètres (donc qui respecte le concept de switching plateforme).

Les résultats ont montré que la configuration du groupe test en switching plate-forme minimisait la distribution du stress dans la région de l'interface pilier-implant. De plus, ils ont observé une diminution du stress dans la partie coronaire des tissus osseux dans le concept du switching plate-forme, de 160 % par rapport au groupe des implants de 3,8 millimètres de diamètre et de 33 % par rapport au groupe des implants de 5,5 millimètres de diamètre. Pour l'implant test, les contraintes sont concentrées sur l'implant plutôt que sur les tissus osseux comme observé pour les groupes contrôles.

La baisse de ces contraintes, auxquelles sont soumis les implants sous les forces occlusales, sur les tissus osseux pourra faire diminuer la résorption de ces tissus durs.

De même, dans le travail entrepris par **Sivolella et coll (2013)**, il a été remarqué que sur une utilisation d'un pilier implantaire de diamètre plus étroit que l'implant sur lequel il est fixé, il se passe une distribution plus homogène des contraintes le long de l'implant, dérivées des forces occlusales, sur l'os marginal autour de l'implant.

Pour **Tabata et coll (2010)**, les implants qui suivent le concept du switching plate-forme ont un meilleur comportement biomécanique par rapport aux distributions des contraintes sur l'implant, mais surtout sur les tissus osseux (80 % en moins que sur un concept normal). Ceci a été observé en soumettant deux groupes à des charges de 100 Newton. Le premier groupe, composé d'un implant et d'un pilier de 4,1 millimètres de diamètre, répartit les contraintes sur une plus grande surface dans les tissus osseux péri-implantaires (159 MPa) et dans l'implant (1610 MPa), alors que le deuxième groupe qui est composé d'un implant de 5 millimètres de diamètre et d'un pilier de 4,1 millimètres de diamètre, semble diminuer les contraintes sur les tissus osseux (34 MPa) et l'implant (649MPa). Cependant, ils auraient observé une augmentation des contraintes sur la couronne et la vis de prothèse.

Liu et coll (2014) comparent la distribution des contraintes entre un premier système implantaire utilisant le switching plate-forme et un deuxième système implantaire utilisant un concept traditionnel. Il a été constaté pour le premier système un moins haut niveau de contraintes distribué dans l'os péri-implantaire. Cependant, un plus haut niveau était constaté au niveau de la connectique implantaire, et l'inverse pour l'autre système implantaire. Il y a ainsi un plus haut risque de fracture implantaire en ce qui concerne le premier système.

Enfin, comme nous l'avons vu auparavant, une théorie exposait le fait que les micromouvements causés par des contraintes occlusales, au niveau du joint entre le pilier et l'implant, participaient à la résorption osseuse péri-implantaire, lors de la première année de mise en charge de l'implant. Avec le concept du switching plate-forme, le joint entre le pilier et l'implant, où se passent les micromouvements, est éloigné de la crête osseuse péri-implantaire, et a donc moins d'effet néfaste, n'étant plus en contact direct avec celui-ci.

Conclusion

L'implantologie permet une réhabilitation prothétique dans de nombreux cas cliniques, des plus simples aux plus complexes. Un grand nombre de systèmes implantaires existent sur le marché. Ils diffèrent par leur forme, leur taille, leur état de surface ou encore leur type de connexion. Mais tous ont pour objectif commun d'obtenir des restaurations prothétiques supra implantaires pérennes dans le temps d'un point de vue biomécanique et esthétique. Le tissu osseux péri-implantaire assure la stabilité implantaire et le maintien des tissus mous, il est donc indispensable de le préserver. Toute perte osseuse péri-implantaire même minime ne compromet pas nécessairement le résultat fonctionnel mais altère considérablement l'esthétique. Suite à l'ostéo-intégration de l'implant, différents facteurs altèrent la stabilité des tissus péri-implantaires :

- Intervention sur la connexion (vissage, dévissage vis de cicatrisation, empreinte...)
- Micro-mouvements du pilier par rapport à l'implant
- Présence de micro-hiatus entre pilier et implant
- Contrainte occlusale.

Comme nous l'avons évoqué dans ce travail, le switching-plateforme permet d'éloigner la jonction pilier/implant du bord de l'implant, ce qui limite l'influence des micro-mouvements et de l'infiltrat inflammatoire sur l'os crestal péri-implantaire. De plus, le diamètre du pilier étant diminué, l'épaisseur des tissus mous est plus importante. Une meilleure vascularisation est alors obtenue, ce qui la rend plus résistante aux agressions, et plus esthétique.

La technique du switching-plateforme apparaît donc comme un moyen simple et efficace pour diminuer la perte osseuse dans le temps et donc maintenir la stabilité biomécanique de l'implant ainsi que les tissus mous assurant l'esthétique et la protection contre les agressions mécaniques et bactériennes.

Bibliographie

- 1) illustration des trois étages prothétique sur la gauche, et leur assemblage sur la droite: Martinet A, Jacquin A. Les implants dentaires. <http://www.drs-martinet-jacquin-chirurgiens-dentistes.fr/info/implantdentaire/>
- 2) Noharet R, Cannas B, Gillot L. Piliers implantaires: anticiper le choix. L'information dentaire n°20. 2010; 1-2
- 3) Guillaume J-L. La connexion implant-prothèse. EDP Sciences. AOS 2013; 264: 9-13
- 4) Goudot P, Lacoste JP. Guide pratique d'implantologie. Elsevier Masson. 2013; 16
- 5) Davarpanah M, Szmukler-Moncler S, Rahjzbaum P, Davarpanah K, Demurashvili G. Manuel d'implantologie clinique, Concepts, intégration des protocoles et esquisse de nouveaux paradigmes. 3Eme édition. JPIO. CdP. Rueil-Malmaison. 2012; 38-121
- 6) Monin JC, Monin A. Du bon usage de la divergence de la dent unitaire à la prothèse implanto-portée à l'aide d'implant à connectique cône morse sans vissage. Implantologie. 2010; 131-139: 133
- 7) Belveze C. Evolution des connexions implants-prothèses. Formation implantologie. Le fil dentaire n°57. novembre 2010; 42-44
- 8) Schmitt CM, Nogueira-Filho G, Tenenbaum HC, Lai YJ, Brito C, Döring H, Nonhoff J. Performance of conical abutment (morse taper) connection implants: a systematic review. J Biomed Mater Res Part A. 2014; 552-574
- 9) Muley N, Prithviraj DR, Gupta V. International Journal of Oral Implantology and Clinical Research. September-December 2012; 3(3):122-129, 127
- 10) Davarpanah M, Jakubowicz-Kohen B, Caraman M, Kebir-Quelin M. Les implants en odontologie. CdP. 2004; 48, 49
- 11) Fortin T. Cône morse et connection conique. Le fil dentaire n°86; 2013: 26
- 12) Bessade J. Le système Ankylos. CdP. 2007; 10: 45
- 13) Hermann JS, Cochran DL, Nummikoski PV, Buser D. Crestal bone changes around titanium implants. A radiographic evaluation of unloaded non submerged and submerged implants in the canin mandible. J Periodontol 1997; 68: 1117-1130

- 14) Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Scoofield JD, Cochran DL. Biologic width around one- and twopiece titanium implants. A histometric evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canin mandible. *Clin Oral Implant Res.* 2001; 12:559-571
- 15) figure n°8: schéma illustrant les connexions implantaies. Wang Y-C, Kan JYK, Rungcharassaeng K, Roe P, Lozada JL. Marginal bone response of implants with platform switching and non-platform switching abutments in posterior healed sites: a 1-year prospective study. *Clin. Oral Impl. Res.* 2014; 1-8
- 16) Sivolella S, Guazzo R, Bressan E, Berengo M, Stellini E. Platform switching on wide-diameter external hex implants: a finite element analysis. *J Clin Exp Dent.* 2013; 5(2): e77-82. e78
- 17) Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Schoolfield JD, Cochran DL. Biological width around titanium implants. A physiologically formed and stable dimension over time. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11: 1-11
- 18) Berglundh T, Lindhe J. Dimension of the periimplant mucosa. Biologic width revisited. *J Clin Periodontol* 1996; 23: 971-973
- 19) Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone level. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2006; 26: 9-17
- 20) Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Ohto T, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on periimplant tissue. Part 4: a histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17: 384-390
- 21) Abrahamsson I, Berglundh T, Lindhe J. The mucosal barrier following abutment dis/reconnection. An experimental study in dogs. *J Periodontol* 1997; 8: 568-572
- 22) Ericsson I, Persson LG, Berglundh T, Marinello CP, Lindhe J, Klinge B. Different types of inflammatory reactions in peri-implant soft tissues. *J Clin Periodontol.* 1995; 22:255-61
- 23) King GN, Hermann JS, Schoofield JD, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the micro gap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: a radiographic study in the canine mandible. *J Periodontol* 2002; 73: 1111-1117
- 24) Brogini N, McManus LM, Hermann JS, Medina RU, Oates TW, Schenk RK, Buser D, Mellonig JT, Cochran DL. Persistent acute inflammation at the implant-

abutment interface. *J Dent Res.* 2003; 82: 232-237

25) Schéma illustrant en rouge, l'aire d'exposition de l'infiltrat inflammatoire, à gauche, suivant le concept du matching plate-forme et à droite suivant le concept du switching plate-forme. Lazzara et coll, 2006

26) Hürzeler M, Fickl S, Zurb O, Hannes C, Wachtel. Peri-implant bone level around implants with platform switched abutment: Preliminary data from a prospective study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2007; 33-39

27) Canullo L, Fedele GR, Iannello G, Jepsen S. Platform switching and marginal bone-level alterations: the results of randomized-controlled trial. *Clinical Oral Implant Research.* 2009; 115-121

28) Romanos GE, Javed F, Platform switching minimises crestal bone loss around dental implants: truth or myth? *Journal Of Oral Rehabilitation.* 2014; 41:700-708

29) Linkevicius T, Apse P, Gryauskas S, Puisys A. The influence of soft tissue thickness on crestal bone changes around implants: a 1-year prospective controlled clinical trial, *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009; 24(4):712-9

30) Linkevicius T, Apse P, Grybauskas S, Puisys A. Influence of thin mucosal tissues on crestal bone stability around implants with platform switching: a 1-year pilot study, *J Oral Maxillofac Surg.* 2010; 68: 2272-2277

31) Canullo L, Pace F, Coelho P, Sciubba E, Voza I. The influence of platform switching on the biomechanical aspects of the implant-abutment system. A three-dimensional finite element study. *Med Oral Patol Oral Cir Buccal.* 2011; 16: 852-6

32) Sivolella S, Guazzo R, Bressan E, Berengo M, Stellini E. Platform switching on wide-diameter external hex implants: a finite element analysis. *J Clin Exp Dent.* 2013; 5 (2):e77-82

33) Tabata LF, Assução WG, Adelino Ricardo Barão V, De Sousa EA, Gomes EA, Delben JA. Implant platform switching: biomechanical approach using two-dimensional finite element analysis. *J Craniofac Surg.* 2010; 21: 182-7

34) Liu S, Tang C, Yu J, Dai W, Bao Y, Hu D. The effect of platform switching on stress distribution in implants and periimplant bone studied by nonlinear finite element analysis. *The Journal Of Prosthetic dentistry.* 2014; 1-8.

Table des matières

Introduction.....	1
I- Rappels et définitions.....	2
I-1- L'implant.....	2
I-2- Le pilier implantaire.....	3
I-3- La prothèse implanto-portée.....	3
II- Les différentes connectiques implantaires.....	5
II-1- Classification historique.....	5
II-1.1 Connectique externe.....	5
II-1.2 Connectique interne.....	5
II-1.3 Connectique conique.....	6
II-2- Classification mécanique.....	8
II-2.1 Connectique passive.....	8
II-2.2 Connectique active.....	9
II-3- Le design de la connexion.....	9
II-3.1 Plat à plat.....	10
II-3.2 Le plate-forme switching.....	10
III- Les enjeux de la zone de connexion : intérêt du switching-plateforme.....	11
III-1- L'espace biologique.....	11
III-2- Les effets biologiques.....	15
III-3- Les effets mécaniques.....	19
Conclusion.....	22

Bibliographie.....23

Table des matières.....26

Titre du mémoire :

LES DIFFERENTES CONNECTIQUES IMPLANTAIRES ET LEUR ENJEUX BIOLOGIQUES : INTERET DU SWITCHING-PLATEFORME

Résumé :

La chirurgie implantaire est devenue une discipline incontournable aujourd'hui pour les chirurgiens dentistes. Un grand nombre de systèmes implantaires existent sur le marché. Ils diffèrent par leur forme, leur taille, leur état de surface ou encore leur type de connexion. Mais tous ont pour objectif commun d'obtenir des restaurations prothétiques supra implantaires pérennes dans le temps d'un point de vue biomécanique et esthétique.

Parmi ces systèmes, la connexion de type switching-plateforme apparaît comme un moyen simple et efficace pour diminuer la perte osseuse dans le temps et donc maintenir la stabilité biomécanique de l'implant ainsi que les tissus mous assurant l'esthétique et la protection contre les agressions mécaniques et bactériennes.

Rubrique de classement :

Anatomie et chirurgie implantaire

Mots clés : implant, connexion, switching-plateforme

Enseignants :

Mr le Professeur Jean Michel PRADES

Mr le Professeur André MORIN

Mr le Docteur Robert GAUTHIER

Mr le Docteur Thomas JUERY

Mr le Docteur Jean Christophe PETITJEAN

Adresse de l'auteur : Loïc FONTANEL,

10 Place du Saint Eynard, 38000 GRENOBLE