



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

T/OD/N/2006/1701

2008E

ACADEMIE DE NANCY – METZ

UNIVERSITE HENRI POINCARÉ – NANCY 1
FACULTE D'ODONTOLOGIE

Année 2006

N° 1701

THESE

Pour le



DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Par

Hélène MONDON
Née le 27 avril 1981 à Nancy
(Meurthe et Moselle)

BRIDGES DENTO – IMPLANTO – PORTES :

CONNAISSANCES ACTUELLES

DS 32398

Présentée et soutenue publiquement le 27 janvier 2006

Examineurs de la thèse :

M. J.P. LOUIS

Professeur des Universités

Président

M. J. PENAUD

Maître de Conférences

Directeur

M. J. SCHOUVER

Maître de Conférences

Juge

M. D. DE MARCH

Docteur en Chirurgie Dentaire

Juge

BU PHARMA-ODONTOL



D

104 071555 3

ACADEMIE DE NANCY – METZ
UNIVERSITE HENRI POINCARÉ – NANCY 1
FACULTE D'ODONTOLOGIE

Année 2006

N° 1702

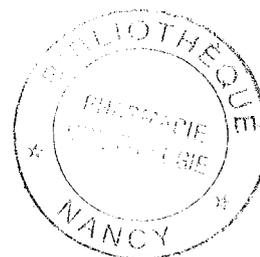
THESE

Pour le

DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Par

Hélène MONDON
Née le 27 avril 1981 à Nancy
(Meurthe et Moselle)



BRIDGES DENTO – IMPLANTO – PORTES :

CONNAISSANCES ACTUELLES

Présentée et soutenue publiquement le 27 janvier 2006

Examineurs de la thèse :

M. J.P. LOUIS

M. J. PENAUD

M. J. SCHOUVER

M. D. DE MARCH

Professeur des Universités

Maître de Conférences

Maître de Conférences

Docteur en Chirurgie Dentaire

Président

Directeur

Juge

Juge

Vice-Doyens : Dr. Pascal AMBROSINI - Dr. Jean-Marc MARTRETTE - Dr Jacques PREVOST
Membres Honoraires : Pr. F. ABT - Dr. L. BABEL - Pr. S. DURIVAUX - Pr. G. JACQUART - Pr. D. ROZENCWEIG -
Pr. M. VIVIER
Doyen Honoraire : Pr. J. VADOT

Sous-section 56-01 Pédodontie	Mme M. Mme Mlle Mlle	<u>DROZ Dominique (Desprez)</u> PREVOST** Jacques HELPER Violaine (Minaud) MARCHETTI Nancy MEDERLE Angélique	Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistant Assistant Assistant
Sous-section 56-02 Orthopédie Dento-Faciale	Mme Mlle M.	<u>FILLEUL Marie Pierryle</u> Vacant au 01/11/2006 BRAVETTI Morgane GEORGE Olivier	Professeur des Universités* MCUPH Assistant Assistant
Sous-section 56-03 Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie légale	M. M. Mlle	<u>WEISSENBACH Michel</u> ARTIS Olivier CLEMENT Céline	Maître de Conférences* Assistant Assistant
Sous-section 57-01 Parodontologie	M. M. M. Mme M.	<u>MILLER** Neal</u> AMBROSINI Pascal PENAUD Jacques BACHERT Martine PONGAS Dimitrios	Maître de Conférences Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant
Sous-section 57-02 Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique Anesthésiologie et Réanimation	M. M. M. M. Mlle M.	<u>BRAVETTI Pierre</u> ARTIS Jean-Paul VIENNET Daniel WANG Christian LE Audrey PERROT Ghislain	Maître de Conférences Professeur 1er grade Maître de Conférences Maître de Conférences* Assistant Assistant
Sous-section 57-03 Sciences Biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, Génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)	M. M. Mme	<u>WESTPHAL** Alain</u> MARTRETTE Jean-Marc MOBY Vanessa (Stutzmann)	Maître de Conférences * Maître de Conférences Assistant
Sous-section 58-01 Odontologie Conservatrice, Endodontie	M. M. M. M. M. M. M.	<u>AMORY** Christophe</u> PANIGHI Marc FONTAINE Alain BONNIN Jean-Jacques CLAUDON Olivier ENGELS DEUTSCH** Marc SIMON Yorick	Maître de Conférences Professeur des Universités* Professeur 1 ^{er} grade* Maître de Conférences Assistant Assistant Assistant
Sous-section 58-02 Prothèses (Prothèse conjointe, Prothèse adjointe partielle, Prothèse complète, Prothèse maxillo-faciale)	M. M. M. M. M. M. M. M.	<u>SCHOUVER Jacques</u> LOUIS** Jean-Paul ARCHIEN Claude LAUNOIS** Claude KAMAGATE Sinan HELPER Maxime JHUGROO Khoondial SEURET Olivier WEILER Bernard	Maître de Conférences Professeur des Universités* Maître de Conférences * Maître de Conférences Assistant associé au 1/10/05 Assistant Assistant Assistant Assistant
Sous-section 58-03 Sciences Anatomiques et Physiologiques Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie	Mlle M.	<u>STRAZIELLE** Catherine</u> Vacant au 01/09/2005 AREND Christophe	Professeur des Universités* Maître de Conférences Assistant

italique : responsable de la sous-section

* temps plein - ** responsable TP

Nancy, le 01.01.2006

*Par délibération en date du 11 décembre 1972,
la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que
les opinions émises dans les dissertations
qui lui seront présentées
doivent être considérées comme propres à
leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner
aucune approbation ni improbation.*

A NOTRE PRESIDENT DE THESE,

Monsieur le Professeur Jean-Paul LOUIS,

Chevalier des palmes académiques
Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur en Sciences Odontologiques
Docteur d'Etat en Odontologie
Professeur des Universités
Responsable de la sous-section : Prothèses.

Nous sommes très sensibles à l'honneur que vous nous faites en acceptant la présidence de ce jury de thèse.

Nous vous remercions pour la qualité de vos cours en prothèse complète, toujours très explicites.
Merci également d'avoir été présent et disponible pendant toutes nos années de clinique ; nous avons pu constater votre sens pratique et votre esprit convivial.

Trouvez dans ce travail l'expression de notre respect et de notre admiration.

A NOTRE JUGE,

Monsieur le Docteur Dominique DE MARCH,

Docteur en Chirurgie Dentaire
Ancien Assistant Hospitalier Universitaire.

Vous avez spontanément accepté de participer à ce jury de thèse.

Nous nous souvenons de votre gentillesse et de votre disponibilité en travaux pratiques et en clinique.
Nous vous avons senti très proche des étudiants.

Trouvez ici l'expression de notre sympathie.

**A mes parents,
A Frédéric, Olivier et Claire,**

Merci de m'avoir permis de grandir dans une maison joyeuse, animée et pleine d'amour et aussi d'être toujours à mes côtés.

A mes grands parents,

Vous nous avez toujours gâté. Votre affection, votre disponibilité et vos connaissances sont chères à tous vos petits enfants.

**A toute ma grande famille,
A mon parrain et ma marraine,
A Audrey,**

Merci pour votre gentillesse.

**A Clarence et à Prune,
A Sophie et à Amélie,**

Pour nos petits délires, nos soirées filles, nos vacances.

**A Romaric, Julien, Etienne, Cédric, Jocelyn et toute la troupe
spinalienne,**

Fameuses retrouvailles !

A Claire et Sandrine,

On va prendre le thé chez qui ?

A la troupe des sorties du samedi soir : Adeline, Line et Mathieu

Toujours partants quoique...

A tous mes amis de promo, de jeunesse et de Dijon,

**A toutes les personnes qui m'ont fait sourire durant mes études et qui
m'ont aidé à commencer la dentisterie,**

A mon Prince.

INTRODUCTION



L'avènement de l'implantologie en dentisterie a modifié considérablement notre pratique. En effet, les travaux de Brånemark, avec un recul de 30 ans, ont permis d'intégrer et d'indiquer la pose d'implants dans bon nombre d'édentations totales, donnant des résultats favorables (95% à la mandibule, 90% au maxillaire) à long terme.

Ainsi, l'intérêt pour l'insertion d'implants oraux n'a cessé de croître et le procédé a connu des applications de plus en plus nombreuses, notamment dans le traitement des patients partiellement édentés. En proposant des implants en remplacement des dents unitaires manquantes et aussi comme solutions thérapeutiques aux édentations encastrées ou postérieures, les praticiens sont parvenus à rétablir une fonction masticatoire adéquate, un confort et un « sourire d'enfer » chez leurs patients grâce aux restaurations fixées.

Ce type de restauration chez l'édenté partiel comporte trois groupes : La restauration portée par des dents naturelles ; par des implants ; ou par une combinaison de dents et d'implants.

Ce dernier concept a toujours fait l'objet d'un débat, voire d'une controverse entre les opposants arguant que l'analyse théorique rend impossible la connexion rigide des dents et des implants et les partisans, présentant des statistiques cliniques dont le recul de plus en plus important montre que c'est possible et souhaitable dans certaines situations.

En effet, il existe un certain nombre de situations cliniques où le nombre de dents restantes est insuffisant et où les indications implantaire sont limitées : soit parce que les contraintes anatomiques, diminuant les possibilités implantaire, entraînent une distribution défavorable de ces derniers comme éléments supports : soit parce qu'il y a eu échec implantaire. Il semble alors intéressant de pouvoir associer sous la même restauration dents naturelles et implants pour obtenir ainsi une surface portante suffisante et élargir les possibilités de traitement dans ces situations particulières.

Les implants peuvent-ils, ou doivent-ils être connectés à des dents ? Quand et comment ?

Dans un premier temps, il est indispensable d'analyser le mode de transmission des forces et les stress qu'elles occasionnent sur les implants et les dents naturelles, puis sur implants et dents combinés de manière à pouvoir ensuite assurer la pérennité de la reconstruction prothétique en réalisant les aménagements nécessaires. Cette évaluation fait intervenir la biomécanique et ses principes, les caractéristiques propres à l'unité implantaire d'une part et à la dent et son environnement parodontal d'autre part.

Ensuite, les nombreuses études réalisées sur les prothèses combinées, leurs résultats en fonction du type de connexion, du type d'implant et du type de suprastructure mèneront à une troisième partie.

Cette troisième partie sera consacrée à la prothèse implanto-dento-portée d'aujourd'hui : comment concevoir ce type de prothèse fixe actuellement, quels en sont les principes ? Quelle connexion, quel matériau sont à utiliser ? Quelle morphologie de bridge est à adopter ? Quelles sont les stratégies de positionnement des piliers dentaires et implantaire sous le bridge et les cas envisageables ?

Les études in vivo et in vitro antérieures permettent en partie d'y répondre.
Le chapitre des indications et contre-indications sera abordé de façon claire et concise en début de partie.

Enfin, un cas clinique viendra clôturer et concrétiser cette étude sur la prothèse implanto-dento-portée.

1. 1^{ERE} PARTIE : CONCEPTION **BIOMECHANIQUE**

1.1. DEFINITION DE LA BIOMECHANIQUE

La mécanique est une discipline qui s'intéresse à l'équilibre, au mouvement et au déplacement d'un corps en fonction des forces qui lui sont appliquées.

La biomécanique représente alors l'application de la mécanique aux systèmes biologiques soit l'étude de l'équilibre des prothèses en rapport avec les tissus vivants.

Cela suppose d'une part la compréhension du fonctionnement biologique des structures vivantes, d'autre part une approche physique définissant les éléments de propriétés mécaniques et l'analyse des contraintes, afin de décrire et comprendre la réponse des systèmes étudiés à des forces fonctionnelles et parafunctionnelles (Skinner 1971) [97].

Les connaissances en matière de biomécanique permettront d'établir certains principes et les directives à suivre pour l'élaboration et la conception des prothèses dentaires, implantaires et dento-implanto-portées.

1.2. TYPES DE FORCES RENCONTREES

1.2.1. FORCES LINEAIRES

Ce sont les forces de compression et de traction, forces axiales agissant perpendiculairement à la surface, et les forces de cisaillement agissant parallèlement à la surface (Bidez et Misch, 1992) [10].

1.2.2. FORCES ROTATIVES

Elles correspondent à la torsion et à la flexion.

Le moment d'une force autour d'un point d'un matériau tend à exercer une force rotatoire ou de courbure au niveau de ce point. Le moment correspond à un vecteur dont la valeur est le produit de la quantité de la force appliquée par la distance entre le point d'application de la force et le point de rotation. Cette distance est appelée bras de levier de la force.

Un mouvement de flexion associé à un mouvement de rotation est considéré comme un mouvement de torque (Bidez et Misch, 1992).

1.3. LES ELEMENTS DE PROPRIETE MECANIQUE

1.3.1. CONTRAINTE

La contrainte est la réponse interne d'un corps à l'application de forces extérieures, soit la force par unité de surface appliquée à un corps qui résiste à une force extérieure.

Les deux actions force et contrainte sont d'intensité égale mais de direction différente ou de sens différent si l'on considère leurs vecteurs.

La force extérieure par unité de surface est désignée sous le terme de charge.

La contrainte s'exprime en kg/cm² en N/M ou en MPa (méga pascal), en psi dans le système anglais (livre par inch carré) avec :

$$\text{psi} = 6894.7570 \text{ Pa}$$

$$1 \text{ Mpa} = 1.10^6 \text{ Pa}$$

$$1 \text{ psi} = 0,0703 \text{ kg/cm}^2$$

$$1 \text{ kg/cm}^2 = 0,098 \text{ Mpa}$$

On distingue selon leurs directions:

- La contrainte de traction ou tension : résistance interne d'un corps à une force tentant de le tracter, de l'étirer.

- La contrainte de compression ou pression : résistance interne d'un corps à une force tentant de le rendre plus petit.

- La contrainte de flexion : résistance interne d'un corps à une force tentant de le plier.

- Le cisaillement ou la scission : résistance interne d'un corps à une force essayant de faire glisser une partie d'un corps sur un autre.

1.3.2. DEFORMATION

A ces contraintes correspondent des changements de forme décrits sous le terme de déformations.

La déformation est le rapport de la variation de longueur sur la longueur d'origine lorsqu'une contrainte est appliquée.

Pour la tension et la pression, la déformation exprime respectivement, l'allongement et le rétrécissement d'un corps.

En cisaillement, elle désigne le changement de l'angle d'une portion d'un corps par rapport à l'autre.

La déformation peut être élastique réversible : la contrainte est alors directement proportionnelle à la déformation (loi de Hooke). On parle de flexibilité ou de rigidité d'un matériau selon la valeur du module d'élasticité ou module de Young

$E = \text{contrainte}/\text{déformation}$.

La déformation devient plastique irréversible ou permanente à un certain niveau de contrainte atteint (contrainte maximale qu'un matériau peut endurer sans qu'il en résulte une déformation permanente), on parle alors de limite d'élasticité qui caractérise la fin du domaine élastique. La limite de proportionnalité caractérise, elle, le niveau de contrainte maximum au dessus duquel la

ligne droite de proportionnalité entre contrainte et déformation n'est plus valable.

La résistance d'un matériau est le niveau de contrainte maximale supportée au moment de la rupture (résistance à la traction, compression, flexion, cisaillement).

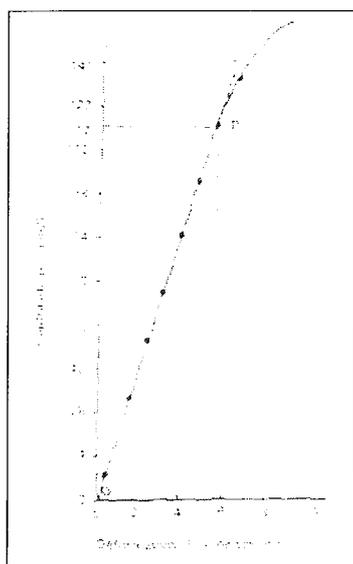


Figure 1
Courbe typique contrainte/déformation avec limite de proportionnalité, limite d'élasticité, résistance, déformation permanente (Caputo et Standlee, 1987).
Fil orthodontique d'acier sous tension.

1.3.3. ANALYSE DES CONTRAINTES : PRINCIPES ET TECHNIQUES

1.3.3.1. TECHNIQUES THÉORIQUES : L'ANALYSE PAR LA MÉTHODE DES ÉLÉMENTS FINIS OU MODÉLISATION PAR ÉLÉMENTS FINIS (PIERRISNARD ET AUGEREAU 1996) [80]

La méthode des éléments finis est une méthode numérique informatisée qui permet l'analyse des contraintes dans les solides de forme complexe.

Le principe de la modélisation est lié à la notion de système car elle consiste à substituer à une structure vivante, un modèle simplifié ne réalisant que quelques propriétés jugées importantes.

Cette méthode est basée sur la discrétisation d'une structure continue réelle en un nombre fini d'éléments de forme géométrique sur lesquels l'inconnu (contrainte, déformation) a une forme simple. Le traitement des éléments dans leur ensemble permet ensuite d'approcher la solution de l'équilibre de la structure globale idéalisée. Le modèle est obtenu en divisant la structure réelle du solide au moyen de lignes imaginaires formant les limites des éléments (e). Les intersections de ces lignes définissent les nœuds du maillage.

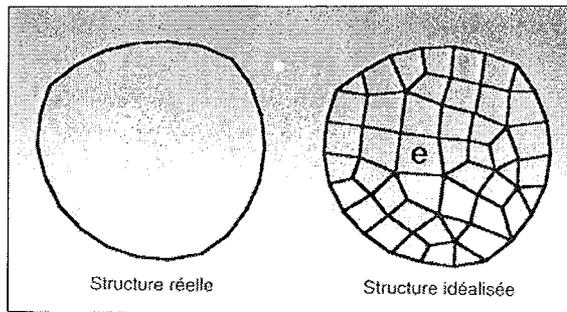


Figure 2
Principe de la modélisation par la méthode des éléments finis (Pierrisnard, 1996).

A chaque élément est associé un groupe de propriétés qui déterminent les caractéristiques mécaniques propres aux différents matériaux qui le composent.

Il s'agit du module de Young ou module d'élasticité E et du coefficient de Poisson μ .

Le module de Young correspond au rapport de la contrainte sur la déformation dans un essai de traction pure.

Le coefficient de Poisson caractérise les déformations dans le plan transversal à la direction d'application des efforts, en tenant compte de la compressibilité du matériau, dans le cas d'un essai de traction pure.

Après avoir créé les contours de la pièce avec des points, des lignes droites et courbes et des cercles, la modélisation géométrique de la structure s'effectue par maillage (c'est-à-dire découpage) en éléments. Le nombre d'éléments créés par l'ordinateur est fonction de la précision recherchée par l'utilisateur.

Dans l'analyse de Pierrisnard sur le comportement mécanique des implants et matériau prothétique en 1996 et le rôle des constituants de l'unité implantaire dans la transmission des contraintes à l'os, les matériaux sont admis comme isotropes (mêmes propriétés physiques dans toutes les directions) et travaillant en élasticité linéaire (donc qui reprennent leur géométrie initiale après décharge).

Les limites de la méthode sont en rapport avec la connaissance imparfaite des propriétés mécaniques des tissus, en particulier de l'os, l'hétérogénéité structurale de l'os et la réponse viscoélastique du tissu osseux aux charges occlusales.

D'autre part, les modèles bidimensionnels sont nécessairement simplifiés, mais le raffinement du maillage permet une analyse fine.

La méthode des éléments finis permet de visualiser et d'analyser les contraintes de traction et de compression, la contrainte équivalente de von Mises afin de repérer les endroits où le risque de déformation plastique est le plus important.

1.3.3.2. TECHNIQUES EXPÉRIMENTALES

Lorsque la géométrie et les charges deviennent plus complexes, l'application des techniques théoriques devient très difficile. On peut avoir recours à des techniques expérimentales

d'analyses des contraintes et des déformations, en utilisant des modèles ou la structure à étudier elle-même, selon la technique employée. Comme il est impossible virtuellement de modéliser tous les aspects du comportement du matériau en une fois, une ingéniosité considérable est souvent demandée pour élaborer un modèle qui puisse donner des résultats significatifs. Cependant, de bons systèmes de modélisations fournissant de très utiles éléments de prédiction des contraintes et des déformations ont été développés.

- Les jauges (électriques) de contraintes :

Elles utilisent le principe selon lequel certains éléments des résistances électriques entraînent, quand ils sont soumis à une déformation, une modification de résistance. La tension produit une augmentation de la résistance électrique alors que la pression cause une diminution de cette résistance.

Ainsi, de telles jauges de contraintes, collées à la surface d'une structure sujette à une charge, fournissent des tracés (diagrammes), reflétant les modifications de résistance électrique et par conséquent une connaissance de la déformation de ce point.

- La photoélasticimétrie :

Elle utilise la lumière et des techniques d'optique pour étudier les déformations qui se produisent dans les corps élastiques et permet de visualiser et d'étudier la concentration des contraintes internes qui se développent au niveau des structures dentaires, des matériaux, de l'environnement alvéolo-osseux.

L'analyse est faite sur un polariscope circulaire (Caputo, 1985) [13] qui comprend un polariseur, un analyseur et un système d'éclairage. Celui-ci envoie une lumière blanche qui se transforme en franges colorées dans le matériau photo élastique en fonction des contraintes internes. Ces franges renseignent sur la grandeur relative et distribution des contraintes suscitées par l'application de forces occlusales sur les piliers étudiés, ainsi que la zone de concentration des contraintes. Chaque frange d'une même couleur représente un même niveau de contrainte. Plus le nombre de franges colorées est grand, plus la contrainte est élevée et enfin, plus les franges sont rapprochées, plus la contrainte est concentrée (French et coll., 1989) [27].

Un équipement standard de mise en marche permet de placer les spécimens dans le polariscope tandis que la charge est transmise par l'intermédiaire d'une jauge. L'appareil comprend un transducteur grâce auquel l'intensité de la force exercée est numérisée et lue sur un indicateur à cristaux liquides.

1.4. BIOMECHANIQUE DE LA MASTICATION

Doit-on considérer l'implant comme une racine naturelle ?

L'absence de ligament alvéolo-dentaire autour de l'implant a de nombreuses conséquences. Son association avec un pilier naturel induit des problèmes sur le plan biomécanique. Il apparaît donc indispensable de bien analyser le comportement des dents naturelles soumises à des contraintes occlusales d'une part, et celui de l'implant ostéointégré d'autre part. Ainsi, il deviendra possible d'étudier les conséquences tissulaires de la mise en charge des prothèses implanto-dento-portées.

Les études suédoises en matière de biomécanique permettent aujourd'hui de comprendre les contraintes et forces s'exerçant sur les dents et les implants, mais aussi sur les prothèses mixtes dent-implant.

1.4.1. EN DENTURE NATURELLE

1.4.1.1. LE LIGAMENT PARODONTAL

1.4.1.1.1. Description

Les forces qui s'exercent sur la dent sont transmises à l'os par le ligament parodontal ou ligament alvéolo-dentaire, l'ensemble constituant une « articulation ».

Ce ligament correspond à la structure de tissu conjonctif qui entoure la racine et la rattache à l'os.

Il est ancré à la dent par l'intermédiaire du ciment (tissu calcifié recouvrant la dentine radiculaire, ni vascularisé, ni innervé) et à l'os alvéolaire au niveau de la lamina dura ou corticale interne. Il se compose de tissu conjonctif cellulaire et fibreux bien innervé et hautement vascularisé, ayant une forte activité métabolique.

De denses et réguliers faisceaux de fibres de collagène s'insèrent de chaque côté, orientés par groupes, de façon à résister aux forces verticales et horizontales appliquées. Les portions terminales des fibres sont appelées fibres de Sharpey.

On distingue (Hue O., 1992) [40] :

- des fibres obliques : Tapissant l'intérieur de l'alvéole, elles se dirigent obliquement et apicalement de l'os alvéolaire vers la surface radiculaire et suspendent la dent dans son alvéole, s'opposant ainsi à son enfoncement et prévenant toute lésion de la région apicale. Entre les faisceaux, on trouve du tissu conjonctif lâche à travers lequel s'étendent vaisseaux sanguins et lymphatiques et filets nerveux.
- des fibres crestales : D'orientation opposée par rapport aux précédentes, ces fibres partent de la partie cervicale du ciment pour se terminer au sommet de la crête alvéolaire. Leur rôle est de contrebalancer la poussée coronaire des fibres les plus apicales, et par conséquent de maintenir la dent dans son alvéole en résistant aux mouvements latéraux. Elles limitent le mouvement de bascule ou d'extrusion.
- des fibres horizontales : Elles forment une bande presque continue et dense, situées apicalement par rapport aux fibres crestales. Leur fonction est similaire.
- des fibres apicales : Elles rayonnent du ciment à l'os, au fond de l'alvéole.
- le groupe interradiculaire.

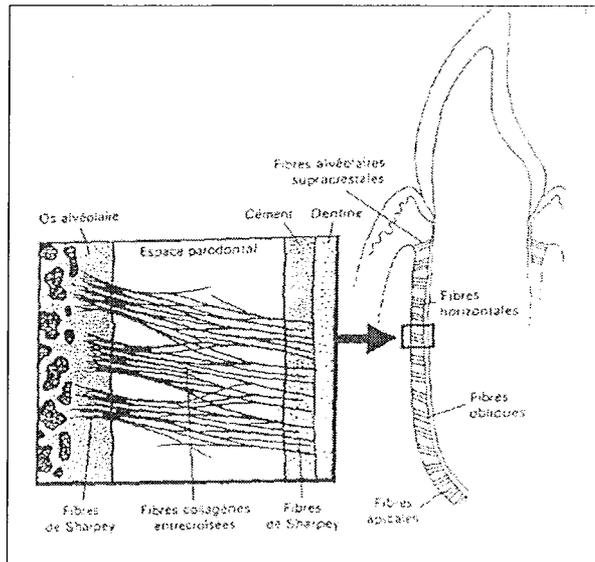


Figure 3
Représentation schématique des fibres principales du ligament parodontal et des fibres de Sharpey (Hue O., 1992)

La largeur de l'espace desmodontal ou son épaisseur varie suivant l'âge et la fonction entre 0.15 et 0.38 mm. Il est plus étroit au milieu de la racine et plus large vers la crête et l'apex, ayant ainsi une forme de sablier (Coolidge, 1937).

La moyenne mesurée en général et que l'on retrouve dans différents ouvrages est de l'ordre de 0.2 mm.

1.4.1.1.2. Rôles

Le système d'ancrage de la dent est constitué comme nous l'avons vu, du cément radiculaire, du ligament parodontal et de l'os.

Le ligament, de part sa structure viscoélastique (matériau ayant un comportement variable en fonction du temps; la contrainte induite est fonction de la durée et du rythme d'application des forces; de plus, le retour à l'état initial après suppression de la charge peut ne pas être total), assure de nombreuses fonctions.

1.4.1.1.2.1. **Soutien de la dent**

Sa fonction première est le soutien de la dent : à cet instant, aucune force n'est exercée sur la dent.

1.4.1.1.2.2.

Absorption des chocs (Hue O. 1992) [40]

Le desmodonte a la propriété d'amortir les contraintes appliquées à la dent; il fait face aux forces fonctionnelles et parafunctionnelles engendrées par les contacts occlusaux grâce à quatre phénomènes histologiques :

- La tension des fibres de collagène : Au repos, ces fibres sont ondulées et repliées sur elles-mêmes, alors qu'elles s'allongent dès qu'une force s'applique sur la couronne dentaire. La tension est alors absorbée par les insertions cémentaires et osseuses.

- La compression des fibres de collagène : Elle intervient en complément du mécanisme précédent, les fibres agissant comme un matelas dans la zone de compression. Histologiquement, les fibres sont plus ondulées et on observe des modifications vasculaires.

- L'hydrodynamisme : La densité des vaisseaux sanguins aux fines parois contribue au maintien de la dent dans l'alvéole. Il est en effet possible d'enregistrer les pulsations sanguines au niveau d'une dent au repos alors que ces pulsations disparaissent lorsque la dent est soumise à des contraintes ce qui suggère l'existence de cet effet.

- La viscoélasticité : Les caractéristiques de la mobilité dentaire en fonction du temps sont en relation directe avec la structure biochimique des fibres collagéniques. Les chaînes de collagène peuvent modifier leur structure selon le temps d'application des forces.

1.4.1.1.2.3.

Mobilité physiologique

Le parodonte assure une union souple entre la dent et l'os correspondant à la mobilité physiologique de la dent, sous l'action de forces générées par la mastication, la déglutition ainsi que par le jeu des muscles périphériques (lèvres, langue, joues).

Lors de contacts occlusaux, le ligament permettra à la dent des mouvements d'adaptation.

L'orientation des fibres desmodontales devient fonctionnelle lorsque les premiers contacts occlusaux de la dent s'établissent. Ce nouvel arrangement permettra une stabilisation maximale de la dent dans l'alvéole et autorisera une amplitude physiologique de la dent dans toutes les directions.

Sarfati (1996) [92] considère qu'une dent naturelle intacte, supportée par un tissu parodontal sain, bouge de 20 à 100 µm pendant la mastication normale.

Rateitschak et coll. (1996) [84] distinguent deux étapes dans la mobilité :

La mobilité dentaire initiale : Elle est définie comme la première phase du déplacement d'une dent soumise à une force labio-linguale de 100 g et est assez élevée de l'ordre de 0.05 à 0.11 mm, dépendant de la largeur et de la structure histologique du desmodonte. Il n'y a pas de déformation des procès alvéolaires, mais les fibres collagéniques sont distendues.

La mobilité dentaire secondaire : Elle est mesurée suite à l'application d'une force labio-linguale de 500 g et de l'ordre de 0.08 à 0.15 mm, dépendante de la qualité, l'épaisseur et l'élasticité de l'os alvéolaire et à l'origine d'une déformation réversible des procès.

L'article de Le Gall et Saadoun (2004) [57] explique qu'une dent saine a une mobilité physiologique transversale moyenne variant de 56 à 108 μm selon le type de dent et une possibilité d'enfoncement axial de 28 μm (Parfitt, 1960) [77].

En revanche, Naert et Vandamme (2003) [71] notent un déplacement dentaire de 50 μm sur le plan vertical.

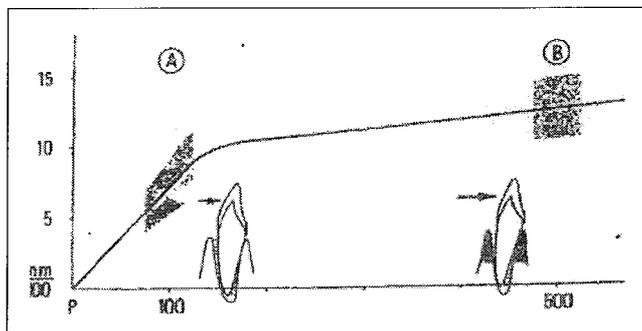


Figure 4
Schéma de la mobilité dentaire physiologique testée par l'application d'une force croissante (Rateitschak 1996) [84].

Les forces transversales sont considérées comme dangereuses en comparaison avec les forces axiales ou verticales qui sont bien absorbées. La géométrie de l'espace desmodontal nous le prouve car il est plus large dans les portions apicales et marginales s'opposant à une surcharge de l'os dans ces zones critiques, par rapport à la partie centrale plus fine.

1.4.1.1.2.4. Fonctions sensorielles (Hue, 1992) [40]

Le parodonte est innervé par des fibres efférentes d'origine trigéminal : V2 au maxillaire, branche du V3 à la mandibule.

Ces fibres nerveuses pénètrent le ligament parodontal par les voies apicales puis remontent vers la région cervicale. Lors de ce trajet, elles se joignent à d'autres filets nerveux lesquels rejoignent le ligament par les foramina de la lamina propria.

On distingue :

- des fibres de petit diamètre, amyéliniques, type C, en majorité autonomes, qui s'associent aux vaisseaux sanguins parodontaux. Seule une minorité de ces fibres semble pénétrer le ciment.
- des fibres myélinisées, de gros diamètre, type A, entre 4 et 14 μm , qui semblent particulièrement impliquées dans la transmission des stimuli occlusaux et tactiles.

Aux terminaisons de ces fibres se trouvent les récepteurs nerveux parodontaux, de deux types (Hannam, 1976) [36] :

- Des nocicepteurs polynodaux impliqués dans la nociception parodontale, innervés par les fibres de type C.

- Des mécanorécepteurs, innervés par les fibres de type A, répartis en trois groupes : récepteurs encapsulés simples, composés et complexes.

Ces récepteurs répondent aux stimuli soit de façon rapide (récepteur à haut seuil de sensibilité), soit de façon lente (récepteur à bas seuil de sensibilité), et un 3^{ème} groupe intermédiaire, souvent décrit comme un groupe qui agit spontanément, son activité restant d'origine inconnue.

A ces récepteurs spécifiques s'ajoute le plexus gingival de Jerge qui transmet au niveau central des données directionnelles ressenties sur différentes dents collatérales.

Physiologie des récepteurs parodontaux : (Linden, 1990) [58]

- **Les récepteurs à adaptation rapide** se situent principalement sous le centre de rotation de la dent ou à proximité de ce dernier.

Leur seuil de stimulation est élevé, répondant à des pressions de l'ordre de 10g.

Leur activité est limitée à la phase d'application ou de suppression de la force ou aux variations d'intensité.

Ils ne répondent pas aux changements de direction.

- **Les récepteurs à adaptation lente** se situent en direction apicale et répondent à de petits déplacements de l'ordre de 2 à 10 µm et à de petites forces (0,01-0,02 N).

Ces récepteurs transmettent des impulsions aussi longtemps que le stimulus est appliqué. Ils fournissent des indications précises sur l'amplitude et les variations du stimulus.

Individuellement, les unités d'adaptation lente répondent tout particulièrement aux sensibilités directionnelles.

Ainsi, de part ces récepteurs et leurs propriétés, une discrimination entre des forces appliquées sur deux dents est possible.

La différence d'activité, adaptation rapide ou lente, semble être due plus à la position qu'occupent les mécanorécepteurs au sein du ligament alvéolaire qu'à une réelle variation morphologique.

Il existe une relation directe entre position des récepteurs et propriété adaptative ainsi qu'entre position des récepteurs et seuil d'action.

1.4.1.1.2.5. Proprioception dentaire

Définition (Missika, Roux et Bert, 2003) [68] :

La proprioception est la fonction permettant au système nerveux central d'être renseigné sur la position d'un muscle ou d'une articulation et sur les pressions qui éventuellement s'y exercent.

La proprioception dentaire (récepteurs desmodontaux) renseigne les centres nerveux supérieurs sur les pressions exercées, ce qui permet à ces centres, le plus souvent de manière inconsciente, de mettre en œuvre les moyens nécessaires pour arrêter ces pressions quand elles deviennent excessives. Les récepteurs desmodontaux sont sensibles à la moindre pression exercée sur une dent. Elle est de l'ordre de 0,5 à 1 g.

Ainsi, la contraction des muscles masticateurs peut être modulée voire inhibée lorsque la pression est trop forte.

Par exemple, lorsque l'on place la pointe de la canine inférieure contre la face linguale de la canine supérieure en exerçant une pression importante, on perçoit que cette pression est rapidement annihilée, et ceci d'une manière parfaitement incontrôlée et incontrôlable par la volonté du sujet.

En un mot, la proprioception permet la protection de la dent contre les surcharges excessives.

A quoi sert la proprioception ?

Lorsqu'une dent est en surocclusion, on parle « d'interférence ». L'interférence est perçue (inconsciemment) par le système proprioceptif et l'organisme met en œuvre différentes stratégies visant à corriger ce défaut : bruxisme destiné à « user » la dent trop haute, position différente de la mâchoire en position de fermeture (intercuspidie), mobilisation de la dent si son support parodontal est faible.

Toute interférence génère donc des mouvements parasites de la mandibule, avec un recrutement musculaire anarchique créant des forces anormales très destructrices.

1.4.1.1.2.6. Forces de morsure (Bates, 1975) [7]

La mastication normale sur dents naturelles chez l'homme fut décrite de façon claire par Bates.

Ainsi, les composantes axiales des forces développées au cours de la mastication en denture naturelle peuvent être considérables : elles varient entre 100 et 2440 N.

Ces forces de morsure peuvent être à l'origine de contraintes élevées au niveau des dents, de l'ordre de 20 MPa, ce qui s'explique par la petite surface de contact sur laquelle les charges sont appliquées quand les dents sont en intercuspidie maximale ou lorsqu'elles entrent en contact avec un petit objet dur (choc impact).

Ces composantes tendent à croître au fur et à mesure que l'on se déplace distalement dans la bouche. L'explication se trouve dans un modèle simple de la mandibule qui fait levier avec l'ATM comme point d'appui du levier. La force sera donc d'autant plus importante que l'on se rapproche de l'articulation-temporo-mandibulaire.

Les données sur les composantes latérales des forces appliquées en denture naturelle sont peu nombreuses.

Des données triaxiales rapportées par Graff et al. (1974) [30] révèlent que les composantes axiales et vestibulo-linguales, dans la région de la première molaire mandibulaire, varient respectivement et approximativement de 100, 50 et 20 N pour les composantes axiale, linguale et vestibulaire.

Ces résultats, bien que de généralisation restreinte, indiquent clairement que les composantes latérales des forces de mastication sur dents naturelles sont de l'ordre de 20 à 50 N. Cependant, ces données ne sont pas applicables pour les régions antérieures maxillaires et mandibulaires.

Les dents sont également soumises à des moments de tension engendrés par les composantes latérales des forces ainsi que par l'inclinaison des faces occlusales.

L'essentiel des données fut rassemblée par Brunski (1988) [12] dans un tableau intitulé « forces de morsure et données relatives ».

	Valeurs types	Références
1. Composante verticale de la force de morsure chez l'adulte (sur plusieurs dents)	100-2440N	CRAIG
2. Composante verticale de la force de morsure chez l'adulte (sur les molaires)	390-880N	CRAIG
3. Composante verticale de la force chez l'adulte (sur prémolaires)	453N	CRAIG
4. Composante verticale de la force de morsure chez l'adulte (sur incisives)	222N	CRAIG
5. Composante verticale de la force de morsure chez l'adulte (sur PAC)	77-196	RALPH, HARALDSON et coll.
6. Composante verticale de la force de morsure chez l'adulte (PAC max./dt.)	147-284N	MENGH et RUGH
7. Composante verticale de la force de morsure chez l'adulte (prothèses complète sur implants force maximale)	42-412N <i>(moyenne 143N)</i>	CARLSSON et HARALDSON
8. Composante verticale de la force de morsure chez l'adulte (overdentures sur implants)	337-342N	MENGH et RUGH
9. Composante latérales de forces de morsures chez l'adulte	20N	GRAF
10. Fréquence du mouvement de mastication	60-80 streks/mm	HARRISON et LEWIS
11. Taux de mastication	1-2 coup/sec.	GRAF
12. Durée du contact dentaire par cycle de mastication	0,2 à 0,3 sec.	GRAF
13. Temps total du contact dentaire pendant 24h	9 à 17,5 min.	GRAF
14. Vitesse maximale de fermeture des mâchoires pendant la mastication	140mm/sec	HARRISON et LEWIS
15. Contraintes maximales de contact sur les dents	20MPa	CARLSSON

Tableau 1 : Forces de morsure et données relatives. Brunski (1988)[20]

Tableau 1

1.4.1.2. ÉTUDE DES FORCES EXERCÉES SUR LES DENTS NATURELLES (TREVOUX ET SALAMA, 1995) [101]

Les forces qui s'exercent sur la dent sont transmises à l'os par le ligament parodontal. La compréhension de la transmission de ces forces et de la réaction du tissu de soutien de la dent est importante dans le cas où nous réalisons une connexion dent-implant.

Les forces transmises à la dent par son système d'ancrage (cément, ligament parodontal et os) sont dans des conditions physiologiques réparties là où la morphologie est la plus adaptée pour résister à ces efforts pour les absorber.

Les forces sont jugées acceptables si elles sont dirigées selon le grand axe de la dent. Leur intensité, leur fréquence et leur direction ne doit pas dépasser les capacités des tissus mous à les supporter. Sous l'application d'une force axiale, la dent subit une déflexion due à la compression des fibres desmodontales.

Cette intrusion est limitée par deux facteurs :

- La présence de fibres nociceptives dans le desmodonte qui, par l'intermédiaire d'un arc réflexe, inhibe les muscles masticateurs élévateurs de la mandibule de manière à lever les contraintes.

- La présence de l'os qui arrête ce mouvement de déflexion.

Dans le cas de dents atteintes de parodontopathies, cette déflexion associée à la mobilité pathologique est beaucoup plus grande.

Une force occlusale verticale O , du fait d'un micro-mouvement (0,1 à 0,5 mm) permis par le desmodonte et par la forme de la racine elle-même, produit une force de résultante F qui a un centre de rotation CR situé dans le 1/3 apical de la racine (figure 5). Le point d'impact est le contact cuspidien avec la dent antagoniste (flèche, figure 5).

Le ligne de force résultante est toujours perpendiculaire à ce point d'impact.

Ainsi, un contact cuspide-fosse produit une force verticale, tandis qu'un contact cuspide-cuspide produit une force latérale.

Par exemple, quand une force verticale est appliquée sur une cuspide vestibulaire, la ligne de force résultante est perpendiculaire à l'inclinaison de la cuspide, et se trouve alors à une grande distance D du centre de rotation de la dent.

La force latérale exprimée en torque est le produit de la force multiplié par la distance de la perpendiculaire à la ligne de force, au centre de rotation soit $T = F \times d$.

Comme il est montré dans la figure 5, 2^{ème} schéma, des forces latérales peuvent être diminuées de manière effective en réduisant l'inclinaison des cuspides au niveau du point d'impact. La résultante des forces passe alors plus près du centre de rotation de la dent.

Les forces de compression et de tension sont exercées sur le desmodonte quand la dent exécute un micro-mouvement autour de son centre de rotation (figure 5).

La longueur de la racine augmente significativement la distribution des forces à l'os alvéolaire.

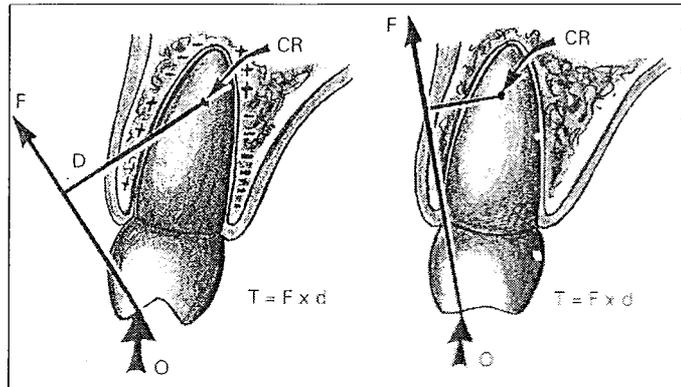


Figure 5
Inclinaison de la cuspidé (Trévoux, Salama, 1995).

Les forces latérales induites lors de la mastication ont une composante qui s'exerce sur les dents à travers le bol alimentaire, que les dents soient en contact ou en inoclusion. Ce bol alimentaire exerce des forces latérales sur les dents, similaires à celles que subissent les dents en contact entre elles.

Dans le cas de dents naturelles reliées entre elles, une force occlusale appliquée sur la pente vestibulaire ainsi que l'inclinaison des cuspidés linguales d'une dent mandibulaire, produisent une ligne de force résultante inclinée lingualement (figure 6) (au maxillaire supérieur cette résultante est inclinée vestibulairement).

Dans le cas d'une connexion entre plusieurs dents en ligne droite, si une force occlusale est appliquée seulement sur la première prémolaire (bol alimentaire dur), la ligne de force résultante inclinée lingualement induira un micro-mouvement (de 0,1 à 0,5 mm) autour du centre vertical de rotation situé au niveau du pilier médian (figure 7a).

Les fibres desmodontales vont distribuer des forces de compression, tension, et de rotation sur toutes les racines (flèche, figure 7a).

Cependant, comme on peut le voir dans la figure 7b, si le bol alimentaire induit une force seulement sur le pilier médian O, toutes les dents auront tendance à effectuer une rotation linguale (voir flèche) autour du centre de rotation horizontal passant par le 1/3 apical de toutes les dents. La force sera distribuée plus simplement, à savoir compression et tension du desmodonte.

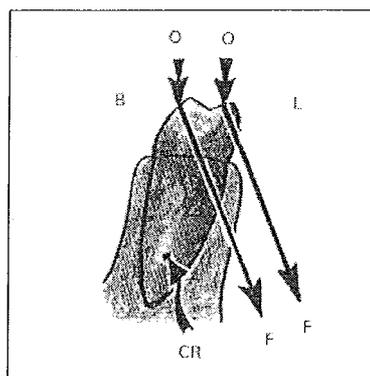


Figure 6

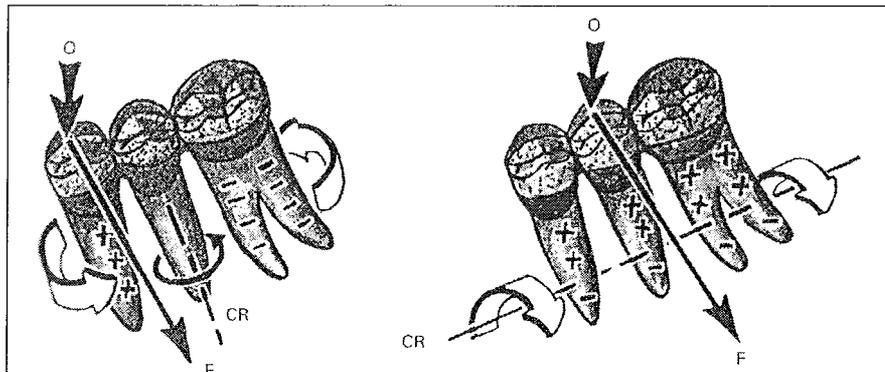


Figure 7
Dents naturelles reliées entre elles.

1.4.2. SUR LES IMPLANTS

1.4.2.1. PROPRIOCEPTION IMPLANTAIRE

Nous avons vu la formidable adaptation du ligament parodontal pour remplir les différents rôles de support et de protection de la dent naturelle.

Or, en implantologie ostéointégrée, il est légitime de se demander si l'absence du desmodonte et de ses récepteurs nerveux n'est pas nuisible à la fonction manducatrice.

Plusieurs études répondent à cette question : (Abbou et Chiche, 1995) [1].

Fenton (1981) [26] a mesuré l'indice OTP (occlusal thickness perception) chez des patients porteurs de restaurations totales maxillaires et mandibulaires purement implanto-portées depuis plus de 5 ans ; le résultat moyen de 15 μm est similaire à celui observé chez les sujets en denture naturelle (20 μm) et significativement différent de celui (45 μm) des patients porteurs de prothèses adjointes complètes conventionnelles.

Cependant, il faut appréhender ces résultats avec prudence : d'autres études (Jacobs et Van Steenberghe, 1991 [44] ; Lundqvist et Haraldson, 1984 [62] ; Tzakis, Linden et Jemt, 1990 [102]), faisant intervenir différents moyens d'investigation, rapportent des résultats sensiblement différents ; elles laissent apparaître dans tous les cas une finesse de perception moins bonne au niveau des implants que des dents naturelles, mais meilleure par rapport aux porteurs de prothèses adjointes complètes.

Lundgren et coll. (1986) [61] ont observé des patients présentant d'un côté une restauration partielle fixe implanto-portée, et de l'autre, un bridge partiel dento-porté : la mastication s'effectue préférentiellement du côté sans implants, et les auteurs rapportent des forces masticatoires plus importantes de ce côté ; ce qui semble signifier un plus grand confort et une plus grande assurance en présence du ligament alvéolo-dentaire.

L'absence de desmodonte ne semble pas néfaste chez les patients édentés totaux appareillés selon le concept implanto-porté de Bränemark, que l'arcade opposée soit en denture naturelle ou non (Carlsson et Haraldson, 1985 [14] ; Haraldson, 1986 [37]). Il semble donc logique de penser

avec Van Steenberghe (1989) [105] que d'autres récepteurs situés en dehors du desmodonte puissent suppléer la fonction régulatrice en l'absence de ce dernier.

Komiyama (1989) [51] apporte que, chez les porteurs d'implants ostéo-intégrés, les charges dynamiques sont perçus par « mécano-réception », des vibrations apparaissant dans les tissus éloignés (musculature voisine, tendons et ATM).

La cinématique mandibulaire serait ainsi régulée par l'intervention de récepteurs musculaires et capsulaires (Klineberg, 1980 [50] ; Storay, 1973 [98]) ou encore muco-gingivaux et périostés (Jacobs et van Steenberghe, 1991 [44]).

Des récepteurs périimplantaires (en très faible proportion du fait de l'absence de ligament) existent cependant et possèdent un seuil de tolérance élevé à la pression (des études montrent que le patient ne ressent que des pressions importantes supérieures à 5g), mais une capacité discriminatoire tactile très réduite, alors que l'inverse est vrai pour les récepteurs périodentaires (Clayton et Simonet, 1990 [19]).

L'influx nerveux qui fait suite à la pression est véhiculé par des voies de petit calibre extra-lemniscales peu ou pas myélinisées qui subissent une régulation au niveau de la première synapse, et aboutit aux noyaux non spécifiques du thalamus.

Ce mécanisme régulateur influe sur le seuil de perception des interférences occlusales, et lorsqu'elles sont faibles, ne met en jeu aucun mécanisme de défense.

Mais la surcharge occlusale est bien présente qui, dépassant les capacités d'adaptation de l'os aux contraintes, installe une ostéolyse qui ne se manifeste que lorsqu'elle est irréversible (Bert, 1984 [8]).

Kay (1993) [47] attribue à l'insuffisance de cette mécano-réception les échecs par fracture de vis des restaurations partielles implanto-portées.

De la même manière, une dysfonction neuro-musculaire pourrait apparaître plus rapidement et de façon plus intense en prothèse implantaire, étant donné la faible capacité de discrimination tactile des récepteurs périimplantaires (Clayton et Simonet, 1990 [19]).

1.4.2.2. COMPORTEMENT MÉCANIQUE DES IMPLANTS ET MATÉRIAU PROTHÉTIQUE : ANALYSE PAR LA MÉTHODE DES ÉLÉMENTS FINIS

Ce paragraphe est basé sur l'étude de Pierrisnard, Augereau et coll. (1996) [80], étude ayant pour objectif d'évaluer et de quantifier le comportement mécanique des implants et le rôle des constituants de l'unité implantaire dans la transmission des contraintes à l'os de soutien en utilisant la méthode des éléments finis présentée précédemment.

L'analyse permettra de localiser les contraintes subies par les différentes pièces implantaires, de hiérarchiser l'intensité de ces contraintes, d'évaluer l'intensité des contraintes subies par l'os, l'influence du matériau prothétique, et de comparer les résultats obtenus à ceux d'autres études.

Matériel et méthode :

Sont utilisés des implants Bränemark de 10 mm de long et 4 mm de diamètre recouverts d'un pilier, d'une vis de pilier, d'une vis prothétique et d'une suprastructure prothétique. Les unités implantaires sont enchâssées dans une « base osseuse » considérée comme entièrement encastrée.

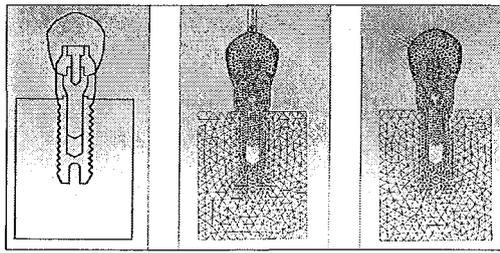


Figure 8
Contour du modèle ; modèle maillé chargé axialement ; modèle maillé chargé obliquement.

Une charge de 100 newtons, axiale puis oblique est appliquée au sommet de la cuspidé puis à l'angle proximo-occlusal (inclinée de 30° par rapport à l'horizontale) sur la couronne prothétique dont le matériau varie.

Charge axiale	↙ couronne en or	: modèle 1
	↘ couronne en résine	: modèle 2
Charge oblique	↙ couronne en or	: modèle 3
	↘ couronne en résine	: modèle 4

Tableau 2
Modèles étudiés.

Quatre modèles sont réalisés :

- Les modèles 1 (couronne en or) et 2 (couronne en résine) sont chargés axialement ;
- Les modèles 3 (couronne en or) et 4 (couronne en résine) sont chargés obliquement.

Les matériaux et structures modélisés sont considérés comme homogènes, isotropes et élastiques avec des caractéristiques mécaniques connues.

Résultats :

Localisation des contraintes :

- **sous charge axiale** : au niveau du modèle global, la différence essentielle se situe dans la partie supérieure des modèles ; en effet, lorsque la couronne est en résine, la zone située en regard de la tête de vis prothétique est davantage sollicitée.

La fragmentation des modèles en quatre parties, qui correspondent chacune à une unité de fonction et/ou de structure, permet, grâce à l'adaptation des échelles de valeur, une observation plus précise.

Les zones les plus sollicitées se situent d'une part, en regard de l'extrémité de la vis prothétique, et d'autre part, à l'extrémité apicale de la vis de pilier avec des plages plus étendues si la couronne est en résine.

Au sein de l'implant, les contraintes les plus intenses sont situées en regard de l'extrémité de la vis de pilier et il n'y a ici aucune influence de matériau.

Au niveau de l'os, quelque soit le modèle, les concentrations de contraintes sont dans la zone cervicale et surtout dans la zone apicale de l'implant.

Donc, aucune discrimination n'est réellement possible entre les deux modèles, sous charge axiale ; le matériau de la couronne prothétique n'influence pas la distribution des contraintes à l'os environnant.

- **sous charge oblique** : au niveau du modèle global, les contraintes sont nettement plus intenses avec des plages de forte intensité qui occupent la quasi-totalité des composants de l'unité implantaire.

Dans la partie supérieure des modèles, les contraintes sont très fortes dans la zone cervicale du côté opposé à la charge, davantage encore pour la résine.

Plus précisément, on observe des zones très sollicitées au niveau du pilier, dans la zone de contact avec l'implant du côté opposé à la charge, à l'extrémité apicale de la vis de pilier, au niveau du filetage de l'implant, dans la moitié cervicale et, au niveau de l'os, des concentrations de contraintes dans la zone cervicale et apicale (côté opposé à la charge) de l'implant.

Là encore, sous charge oblique, le matériau prothétique n'influence pas la distribution des contraintes à l'os environnant.

Intensité maximale des contraintes :

Il s'agit de relever l'intensité maximale des contraintes de von Mises en pascals.

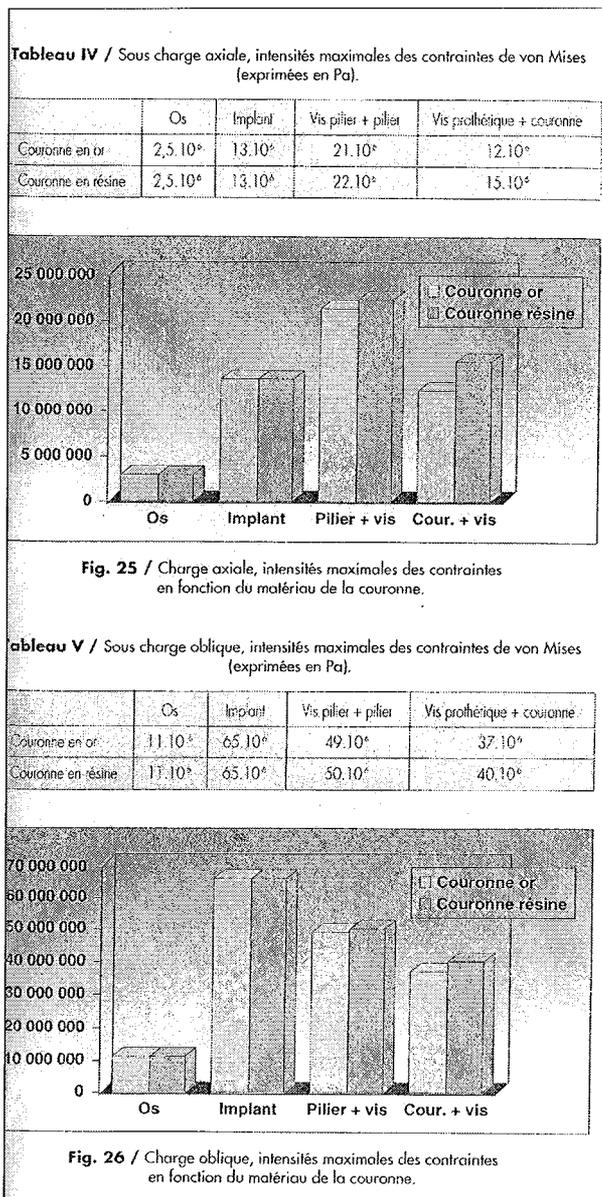


Figure 9

Tableau et diagramme charge axiale, charge oblique des intensités maximales des contraintes de von Mises en fonction du matériau de la couronne (Pierrisnard, 1996).

L'intensité et l'étendue des contraintes distribuées varient suivant les matériaux constituant la couronne prothétique, avec globalement une intensité des contraintes plus importante avec les modèles « résine » (bas module d'élasticité) surtout au niveau de l'ensemble superstructure-vis prothétique, dans une moindre proportion au niveau de l'unité pilier-vis de pilier en titane.

En revanche, l'influence du matériau constituant la couronne prothétique sur l'intensité et l'étendue des contraintes distribuées à l'implant et à l'os est nulle.

Quel que soit le matériau constituant la couronne, les contraintes observées tant au niveau de l'implant qu'au niveau de l'os sont de même intensité. Au niveau de l'os, elles sont nettement

moins intenses que celles relevées au niveau des autres constituants du modèle. Lorsque la charge occlusale est oblique les intensités des contraintes augmentent.

Ainsi, cette étude présente des résultats en accord avec ceux de la plupart des articles traitant de ce sujet (Clayton et Simonet par exemple, 1990 [19]) qui démontrent l'importance de la sollicitation de la vis prothétique, mais elle précise que cette sollicitation dépend étroitement du matériau constituant la couronne prothétique ; c'est lorsque celle-ci est en résine (bas module d'élasticité) que la vis prothétique est la plus sollicitée.

L'inconvénient de cette analyse est qu'elle ne prend pas en compte un certain nombre de paramètres importants :

- Réponse viscoélastique des structures péri-implantaires aux efforts occlusaux.
- Coefficients de dilatation thermique des différentes structures confrontées.
- Effets de fatigue des matériaux, dus à la répétition des charges.
- Effets de fluage (influence du temps).
- Complexité des forces masticatrices.
- Corrosion intrabuccale...

Autant de paramètres qui influencent probablement grandement le comportement mécanique des prothèses implanto-portées.

Néanmoins, la méthode des éléments finis permet de conclure que :

- **La distribution des contraintes varie suivant les matériaux constituant la superstructure prothétique, en particulier la vis prothétique est sensiblement plus sollicitée avec le modèle « résine ».**
- **Lorsque le charge est oblique, on observe une sollicitation supérieure de toutes les pièces de l'unité implantaire et de l'os.**
- **Au niveau de l'os, quels que soient le matériau constituant la couronne (or ou résine) et l'orientation de la charge occlusale, les contraintes observées sont d'une intensité très nettement inférieure à celles relevées au niveau des constituants de l'unité implantaire ; de plus les plages d'isocontraintes sont quasi-superposables dans tous les cas de figure.**
- **L'utilisation de couronne en résine, à plus forte raison de face occlusale en résine, n'a aucun effet sur la distribution des contraintes à l'implant et surtout à l'os ; le rôle « amortisseur » de la résine dans la transmission des contraintes à l'os n'est pas démontré.**

1.4.2.3. ÉTUDE DES FORCES EXERCÉES SUR LES IMPLANTS : TREVOUX ET SALAMA, 1995 [101]

1.4.2.3.1. Description des forces

Dans le cas d'implants ostéo-intégrés, l'absence du ligament parodontal ou de tout tissu fibreux induit une transmission totale des forces et contraintes à l'os sous-jacent. Ce dernier peut subir lui-même une destruction si un certain seuil est dépassé.

Nous étudierons ici le comportement des implants Bränemark car seule l'école suédoise nous offre une documentation biomécanique rigoureuse, à la fois sur les différentes situations implantaire et le suivi à long terme.

L'unité implantaire UI consiste en un implant ou fixture, un pilier, un cylindre en or qui sont reliés entre eux respectivement par une vis de pilier et une vis en or.

Cet ensemble va transmettre les forces occlusales à l'intérieur de l'os. Le dessin de la prothèse ainsi que celui de l'implant auront une influence significative sur les contraintes exercées sur l'os ainsi que sur les vis elles-mêmes.

Point faible, généralement la vis en or.

Le concept est simple : si une surcharge intervient il est préférable pour les conséquences à venir que la partie mécanique du système se fracture plutôt que l'os. Pour assurer que ces composants mécaniques agissent comme point faible du système, il est absolument nécessaire d'avoir un ancrage correct de l'implant dans l'os.

Quand le chirurgien pose ses implants dans l'os il établit les bases de la future fonction de la prothèse : a posteriori le praticien prend la décision finale concernant la géométrie prothétique qui déterminera la distribution des charges.

C'est pourquoi la compréhension des relations biomécaniques est essentielle pour s'efforcer de conserver un succès au long cours. Ces phénomènes doivent être considérés avec attention, à la fois par le chirurgien et le praticien.

Il est important de définir les différents types de forces s'exerçant sur les implants. La mastication induit principalement des forces verticales sur la denture ; cependant des forces transversales sont aussi créées par le mouvement horizontal de la mandibule, ainsi que par l'inclinaison des cuspidés dentaires. Ces forces sont transférées à l'implant par l'intermédiaire de la prothèse et aboutissent finalement à l'intérieur de l'os (figure 10).

Sous l'application d'une force occlusale donnée, la géométrie de la reconstruction prothétique va créer des stress et des contraintes à l'intérieur de l'os.

Deux types principaux de charges vont s'exercer sur cette entité implantaire :

- Des forces axiales : la force axiale dans le système Bränemark est distribuée tout le long des spires et résiste à la compression dans l'os, ainsi la force axiale est la force idéale s'exerçant sur les implants.
- Des moments de torsion : les moments de torsion exercent des gradients de contraintes à l'intérieur de l'implant aussi bien qu'à l'intérieur de l'os.

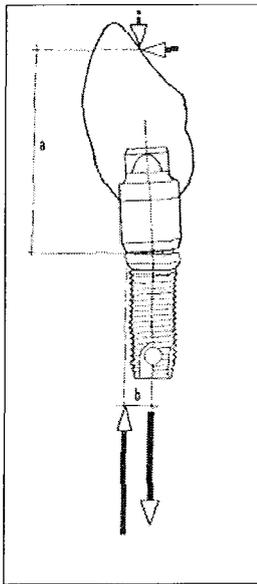


Figure 10

Dans le cas où une force est appliquée dans une direction horizontale (force transversale), ou si une force axiale est appliquée selon une ligne parallèle mais non coaxiale à l'axe de l'implant, la fixture sera sujette à la torsion.

L'estimation des forces développées dans une telle situation obéit aux principes du bras de levier. Pour faire balancer la poutre, le poids le plus lourd est placé près du centre tandis que la charge plus légère est placée du côté opposé (figure 11). Le facteur déterminant l'équilibre de ces différentes forces est le rapport de ces bras de levier ; le produit de la force que multiplie le bras du levier doit être égal des deux côtés du centre.

Le produit de la force et de la distance (axe de la force-centre) est appelé le moment de torsion : $M = F \times D$.

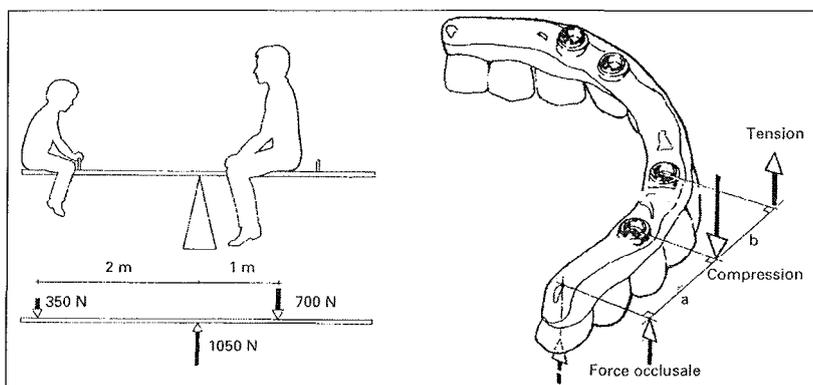


Figure 11

La force résultante au centre est la somme des deux forces agissant sur les deux côtés de la poutre.

Si l'on prend une mandibule édentée sur laquelle sont posés des implants en avant des deux trous mentonniers. Une prothèse complète en U comprenant des extensions distales est transvissée sur ces implants. Ainsi, la similarité entre cette prothèse et la balançoire est illustrée par la figure 11.

Il y a deux paires d'implants avec deux fixtures dans chaque groupe placé en avant des cantilevers.

Chaque paire d'implants va essentiellement absorber la charge du cantilever adjacent. Il est ainsi possible d'estimer la charge qui va s'appliquer sur l'implant, lorsque l'extrémité du cantilever sera soumise à une force. La fixture postérieure correspond dans cette situation au centre de la balançoire.

La distribution des forces sera la suivante :

- La fixture antérieure absorbera une force de tension proportionnelle au rapport du bras de levier.
- La fixture postérieure sera soumise à une force de compression qui est la somme de la force occlusale appliquée et de la force de tension résultante.

La force de tension aura tendance à séparer les éléments constitutifs de l'entité implantaire.

Ainsi, cette force aura une importance en terme d'échecs mécaniques.

La force de compression comprime les éléments les uns avec les autres et n'induit pas généralement de problèmes mécaniques dans l'entité implantaire.

L'aspect le plus important à comprendre est la signification du rapport de la longueur du cantilever avec la distance inter-implant a/b (figure 11).

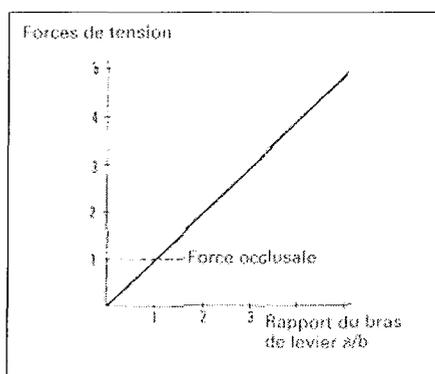


Figure 12

La figure 12 montre l'influence du bras de levier avec les forces de tension. Il est important de comprendre que la distance inter-implantaire permettra de contre-balancer le cantilever. Pour une distance interimplant donnée, la marge de sécurité augmentera avec le nombre d'implants placés.

1.4.2.3.2. Moments de torsion appliqués sur l'unité implantaire

1.4.2.3.2.1. **Moments de torsion dus à des forces axiales**

L'implant seul constitue un système avec des forces compensatrices et un bras de levier. En effet, l'équilibre de la balançoire s'applique toujours, mais le bras de levier compensateur est représenté par le rayon du pilier, au lieu de la distance inter-implant (figure 13).

Bras de levier compensateur = rayon du pilier = b

La figure 13 montre ce qu'il se passe généralement : le système pilier chargé et cylindre en or commencent à se séparer quand les vis assument toutes les forces de tension, avec un bras de levier extrêmement petit qui est égal au rayon du pilier.

La partie postérieure du pilier agit dans cette situation comme le centre (centre de la balançoire).

Le moment de torsion sur l'implant peut induire des forces internes très élevées au niveau des vis, aboutissant à une surcharge. Ce type de moment de torsion interviendra si une force occlusale est déportée par rapport à une ligne droite combinant deux ou plusieurs implants (figures 14).

Ainsi, une force décalée par rapport à une ligne droite combinant plusieurs implants induit un moment de torsion.

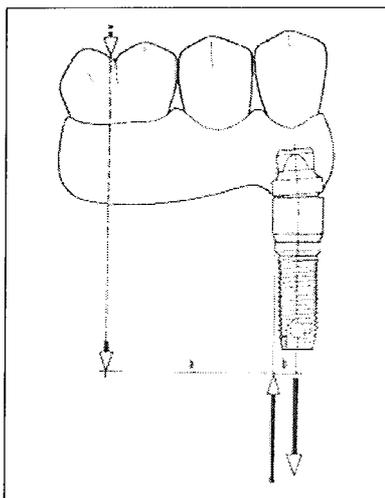


Figure 13

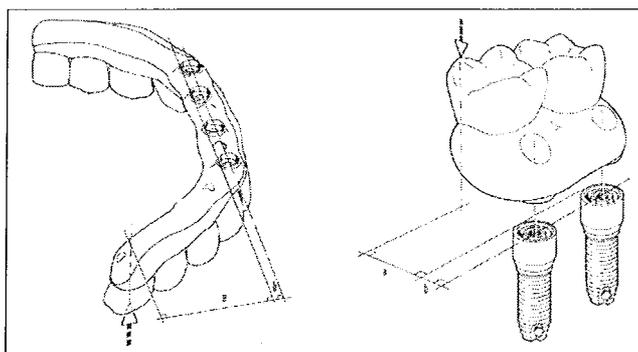


Figure 14

1.4.2.3.2.

Moments de torsion dus à des forces transversales

Le bras de levier d'un moment de torsion, induit par une force transversale, est la distance du point de contact occlusal à l'interface pilier-implant (figure 15).

Bras de levier du moment de torsion = distance point de contact occlusal/interface pilier-implant = a.

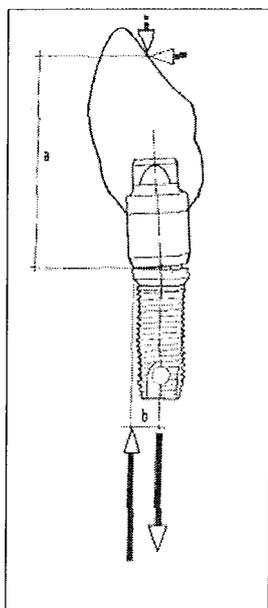


Figure 15

Ainsi, cette distance représente le bras de levier d'un moment de torsion induit par cette force transversale.

Quand deux ou plusieurs implants sont placés le long d'une ligne droite, le moment de torsion sera distribué sur toutes les fixtures si la prothèse est suffisamment rigide.

Une adaptation parfaite de tous les piliers et une grande rigidité de l'armature sont requises, si l'on veut que les mouvements de torsion soient distribués partout de manière équivalente.

Ces deux exigences découlent de ce qui suit : quand l'adaptation implant-prothèse est imprécise, quelques-unes des entités implantaire supporteront principalement la charge, tandis que d'autres seront virtuellement non chargées.

Plus encore, si l'armature n'est pas assez rigide, l'entité implantaire la plus proche de la charge supportera la majeure partie du mouvement de torsion.

Ainsi, l'augmentation de la charge lors de telles situations n'est pas facilement prévisible et on peut alors en déduire que le placement d'implant suivant une ligne droite est risqué.

1.4.2.3.2.3.

Quelles charges maximales peuvent supporter les implants ?

Les composants du système Bränemark sont réalisés de telle manière que le point faible du système soit la vis en or : si une fracture doit se produire il est préférable que ce soit à ce niveau, car la vis en or est facilement déposable.

3 causes sont principalement responsables des fractures de vis :

- La cause la plus fréquente est due au simple dévissage des vis.
- La seconde raison est due à l'adaptation imprécise de l'armature.
- La dernière raison est représentée par la surcharge occlusale.

La longueur du cantilever, le schéma occlusal, ainsi que la position des implants doivent dans ces différents cas être réévalués. Si toutes ces exigences sont respectées, les charges répétées lors d'un cycle masticatoire normal ne provoqueront pas de contraintes, excédant la limite de fatigue du matériau de la vis.

La charge importante à prendre en considération est la force maximale d'occlusion, qui varie selon les individus. Cependant, en comparant les forces de tension maximale de la vis en or (600 N, test in vitro) avec une force occlusale d'approximativement 300 N (dans la région molaire), on est en droit d'exercer cette force à une distance maximale de 2 fois le rayon implantaire, il n'y aura alors pas de moment de torsion.

Si cette force occlusale est présente dans la région incisive (valeur maximale de 150 N dans cette zone) on peut appliquer cette force à une distance maximale de 4 fois le rayon implantaire.

En situation clinique, le centre du modèle expérimental schématisé par la balançoire est représenté par le col de l'implant. Les torsions conduisent à des concentrations de stress sur les parties apicales et coronaires de l'implant. Elles conduisent aussi à des concentrations de force à l'intérieur de l'implant. C'est pourquoi il est primordial de limiter ces forces transverses ainsi que ces moments de torsion.

Le praticien limitera leurs effets négatifs en élaborant sa prothèse suivant des concepts bien précis :

- Raccourcissement du nombre des extensions
- Ajustage parfait de l'occlusion
- Aplatissement des cuspides des dents prothétiques.

On diminuera de la sorte l'importance du bras de levier et l'amplitude de la force transversale elle-même.

Dans le cas où il ne serait pas tenu compte de ces exigences, des contraintes excessives conduiraient à une perte osseuse et l'interface implant-os cortical serait principalement sollicité.

Or, à ce niveau, la présence de tissu mou va entrer en compétition avec l'adhésion de l'os sur les fixtures. Il y aura donc une concentration des contraintes tout autour de l'implant à son point d'entrée dans l'os.

Il est ainsi crucial pour obtenir un succès à long terme de contrôler les contraintes et la capacité de résistance osseuse aux charges dans cette région coronaire.

Selon le standard établi par Brånemark, la majorité des implants doit atteindre la condition 0 de résorption, après la période initiale de remodelage, ou en d'autres termes, après les 6 à 18 premiers mois de la mise en fonction implantaire. Compte tenu de ces données, il est important d'avoir le plus possible d'os cortical au niveau du col implantaire.

L'évasement (countersink) et l'effet de torque à l'insertion sont des paramètres importants à prendre en considération.

En effet, si la corticale est fine, comme c'est généralement le cas au maxillaire supérieur, ou si la fixture n'a qu'un simple support cortical à son col, il sera capital de préserver l'os cortical pour optimiser la capacité d'absorption des charges dans cette région.

Dans ces cas, la procédure d'évasement doit être limitée et minimisée au maximum.

Le chirurgien devra s'efforcer d'assurer l'ancrage d'une spire dans l'os cortical disponible (1 spire = profondeur axiale de 0,6 mm).

Un couple d'insertion trop élevé peut conduire à augmenter une résorption osseuse marginale initiale, ainsi qu'une moindre ostéointégration. Aucune raison ne justifie donc de visser l'implant au maximum dans son site dès lors qu'il est stable.

Si l'on considère une situation dans laquelle une force transverse ou un moment de torsion est appliqué à l'implant, le principe du bras de levier nous oblige à avoir un support correct aux deux extrémités implantaire (figure 16). La situation, visible en haut de la figure 16, montre que les stress les plus importants seront pris en charge par la corticale osseuse.

Dans le cas d'un implant plus court, les contraintes osseuses augmenteront d'autant plus que le support de l'os cortical à l'apex de l'implant sera faible.

Une surcharge apparaîtra et conduira alors à une résorption marginale osseuse ; en effet le stress dans la partie coronaire sera plus important que dans la partie apicale, l'os spongieux demeurant un support plus labile.

Il apparaît clairement qu'une fixation bicorticale de l'implant permettra de limiter les effets d'une charge transversale ou d'un moment de torsion.

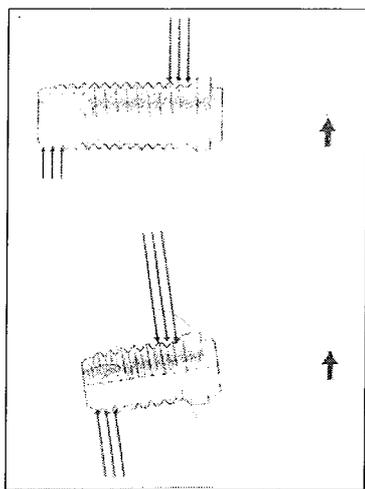


Figure 16

1.4.3. DISTINCTION DENTS / IMPLANTS, CONSEQUENCES POUR LES RESTAURATIONS MIXTES

1.4.3.1. DIFFÉRENCE DE MÉCANO-PERCEPTION

Pour ce paragraphe, nous prendrons comme référence l'article de Mühlbradt et coll. intitulé « Mécano-perception des dents naturelles par rapport aux implants endosseux, révélée par une estimation de l'ordre de grandeur » (1989) [70].

La différence de mécano-perception entre dents naturelles et implants existe de part l'absence de ligament parodontal autour de l'implant et de part la différence typologique de récepteurs proprioceptifs avec des seuils différents.

La méthode psychophysique de l'estimation de l'ordre de grandeur est utilisée ici pour évaluer la différence de sensibilité aux forces appliquées sur les dents naturelles et sur des implants en céramique Tübingen.

Les mesures psychophysiques sont réparties en deux groupes selon qu'il s'agit de mesures dites « seuil absolu » ou de mesures dites « supérieures au seuil ».

Les mesures « seuil absolu » correspondent au plus petit niveau de force nécessaire à appliquer pour produire une sensation. Pour les implants, ce niveau est 7 fois supérieur à celui des dents, ce qui signifie qu'une pression détectable sur une dent ne le sera pas pour un implant si cette pression est inférieure au seuil de détection implantaire.

La méthode utilisée pour estimer l'ordre de grandeur est d'avoir une valeur standard de force qui sera la référence (cette force sera appliquée au début de chaque session et uniquement sur la dent) et d'appliquer des forces d'amplitudes diverses sur différents patients, au niveau de l'implant et de la dent contro-latérale. Ainsi le patient compare la force appliquée à celle de référence.

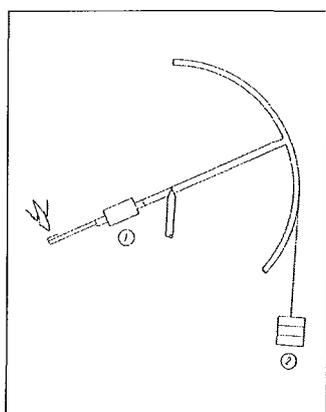


Figure 17
Schéma de la balance pour l'estimation de l'ordre de grandeur.

Avec les différentes valeurs obtenues, il est possible de déterminer si la loi de puissance applicable aux dents l'est aussi pour les implants.

En effet, la relation existant entre le niveau de force appliqué φ et l'estimation de l'ordre de grandeur ψ est la fonction suivante :

$$\psi = k(\varphi - \varphi_0)^n \text{ pour } \varphi > \text{ou } = \text{à } \varphi_0$$

$$\psi = 0 \text{ pour } \varphi < \text{à } \varphi_0$$

avec φ_0 , n et k qui sont des constantes mais propres à chaque sujet : φ_0 correspondant au seuil de sensation absolu, l'exposant n dépendant de la modalité sensorielle (choc électrique ou pression de la main entraîneront des n différents).

Les résultats pour chaque patient sont présentés sous forme de courbes, correspondant aux « fonctions de puissance ».

Ces fonctions représentent les estimations de perception en fonction de la force appliquée avec deux courbes différentes selon qu'il s'agit de la dent ou l'implant.

En moyenne, il n'existe pas de différence considérable de sensibilité entre dents et implants, bien que certains patients soient « hors norme ».

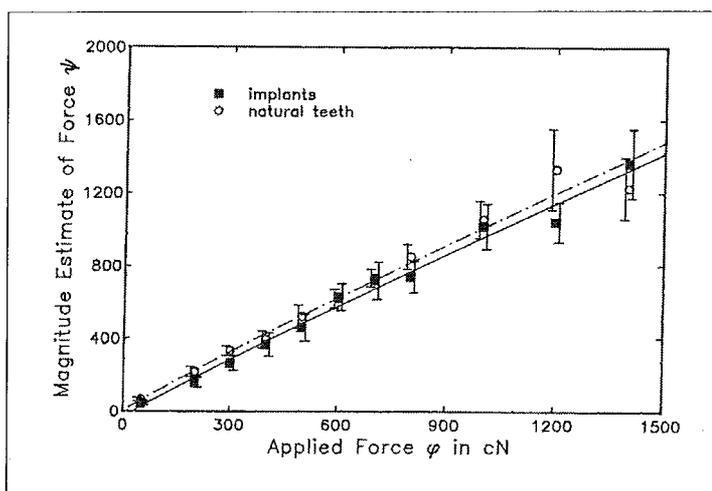


Figure 18

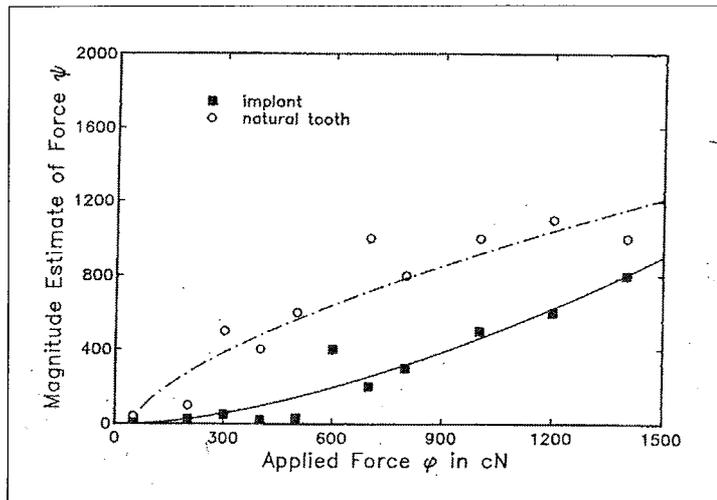


Figure 19
 Graphe de fonctions de puissance pour tous les patients.

Ainsi, il apparaît que la loi de puissance est applicable pour les dents et les implants et que les fonctions moyennées de puissance sont identiques, la sensibilité des dents et celle des implants étant à peu près les mêmes (ce qui est vrai si l'on applique des forces supérieures au seuil absolu implantaire) et en dépit des différences importantes en ce qui concerne les seuils absolus.

Cependant il existe des variations dans la qualité des sensations et là où la proprioception d'une dent naturelle génère une réponse douloureuse, rapide et aiguë sous l'effet d'une pression élevée, accompagnée d'un mécanisme réflexe de protection, l'implant évoque des sensations douloureuses lentes et sourdes se propageant au crâne avec une réaction différée.

Enfin, Clayton et Simonet (1990) [19] nous expliquent que les récepteurs desmodontaux ont un faible seuil de tolérance à la pression mais un seuil différentiel de proprioception tactile très élevé. A l'inverse, les récepteurs péri-implantaires possèdent un seuil de tolérance élevé à la pression mais une capacité tactile discriminatoire très réduite.

	<i>Dent naturelle</i>	<i>Implant</i>
Éléments sensitifs	Récepteurs desmodontaux	Mécano-récepteurs : - mucopériostés - périostés - musculaires - capsulaires

Figure 20
 Tableau des récepteurs dents / implants.

1.4.3.2. BIOMÉCANIQUE DENTAIRE, IMPLANTAIRE, DENTO-IMPLANTAIRE
À TRAVERS LA MISE EN CHARGE AXIALE DE SYSTÈMES
HOMOGÈNES PUIS HÉTÉROGÈNES

Analyse de l'approche schématique simplifiée de Richter, 1987 [87].

1.4.3.2.1. Systèmes homogènes : 3 cas

- 1^{ER} CAS :

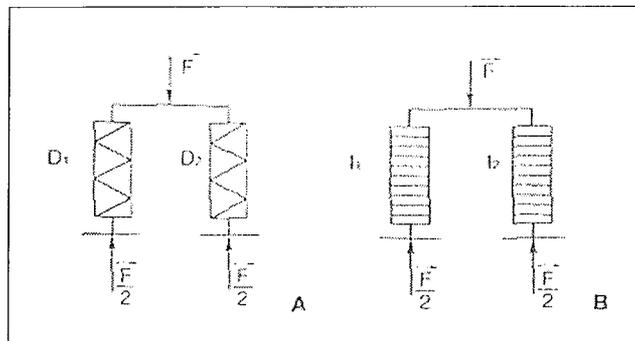


Figure 21

Figure A : nous avons 2 dents naturelles, D1 et D2 reliées par une travée rigide ; la force F s'applique à équidistance des 2 dents, supposées de même qualité parodontale : il y a partage des contraintes exprimé par $F_1 = F_2 = F/2$.

Figure B : nous avons ici 2 implants identiques, I1 et I2 dessinés comme des ressorts très résilients (de faible compléance). La force F entraîne les mêmes contraintes réactionnelles au niveau des implants : $F_1 = F_2 = F/2$.

- 2^{ÈME} CAS :

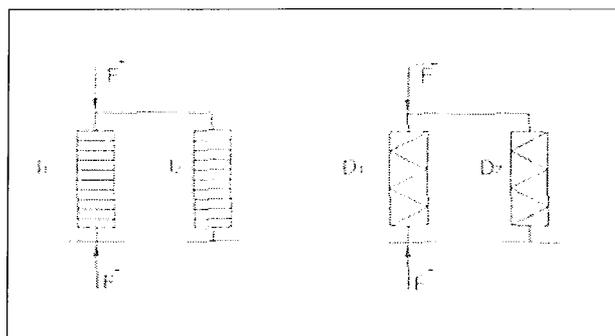


Figure 22

Dans ces 2 situations (bridge dento-porté et implanto-porté), la charge appliquée axialement sur un des piliers entraîne une réaction presque uniquement limitée à l'os entourant ce pilier. L'enfoncement de D1 dans son alvéole entraînera une flexion limitée de la travée avec un moment négligeable sur D2.

Dans le cas du bridge implanto-porté, on ne provoquera pas de partage des charges, et la pérennité de l'implant sera assurée si ce dernier est capable d'absorber et distribuer la charge qui lui est appliquée.

- 3^{ÈME} CAS :

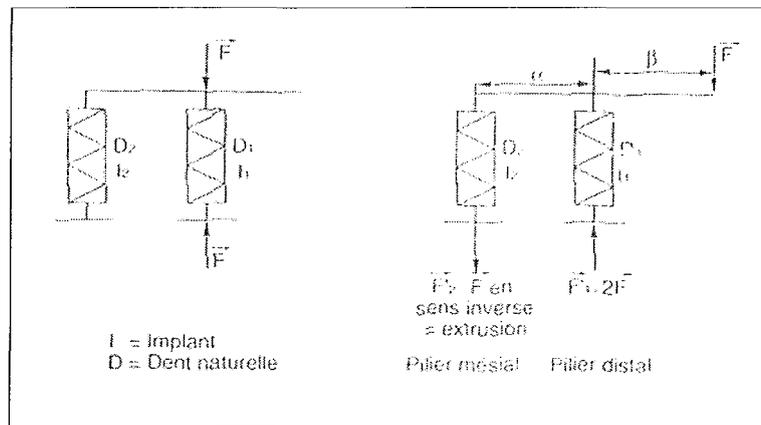


Figure 23

Figure A : Système dit « cantilever », c'est-à-dire comportant une extension en porte-à-faux. Le raisonnement est valable pour D ou I.

La charge est centrée sur le pilier distal du système, la conclusion est identique à celle de la 2^{ème} figure du 2^{ème} cas (pas de partage de charges).

Figure B : Ici, la distribution des charges est très différente : une pression axiale s'exerçant à l'extrémité des leviers en porte-à-faux entraîne, en fonction des simples lois mécaniques des leviers, une contrainte double sur le pilier distal, dans le sens de l'enfoncement, et un stress d'intensité égale à la force masticatoire F, mais dans le sens de l'extrusion au niveau du pilier mésial du système, soit D2 ou I2.

Les bras de levier a et b sont égaux.

1.4.3.2.2. Systemes hétérogènes : 3 cas

Les systèmes représentent de façon simplifiée, des prothèse supportées à la fois par des piliers dentaires et des piliers implantaires.

Se produira alors une distribution inéquitable des charges car :

- L'implant sera soumis à plus de charge que la dent, notamment en fonction de la disparité des modules d'élasticité respectifs.
- S'il y a plusieurs implants de qualité inégale (d'inégal degré d'ankylose dans l'os), ce sera celui qui est le plus fermement fixé qui supportera le plus de charge.
- Si la superstructure est très rigide, il y aura une meilleure répartition des charges que si elle est flexible, auquel cas le pilier le plus proche du point d'application de la force souffrira davantage.
- Si la force appliquée reste en deçà de la contrainte de rupture du tissu osseux, l'os péri-implantaire résistera, et la pose d'une superstructure relativement flexible, dans ce cas, aura peu d'importance, mais on courra le risque de voir apparaître au niveau des dents d'appui des signes d'atrophie par hypofonction.

- 1^{ER} CAS :

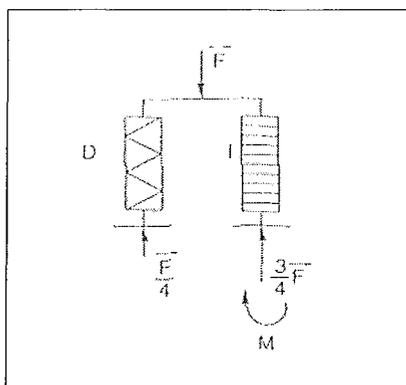


Figure 24

Soit un implant I de module d'élasticité 3 fois supérieur à celui de la dent D : $S_I = 3S_D$.

La répartition des contraintes se fait comme indiquée sur le schéma. Le léger enfoncement axial de la dent entraîne de surcroît, une contrainte de rotation (moment de rotation M) au niveau de l'implant.

- 2^{ÈME} CAS :

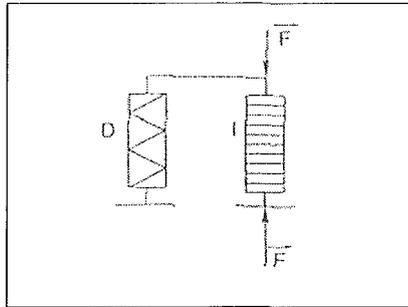


Figure 25

L'implant prend toute la charge.

Dans ce cas nous avons un moment nul au niveau de la dent.

- 3^{ÈME} CAS :

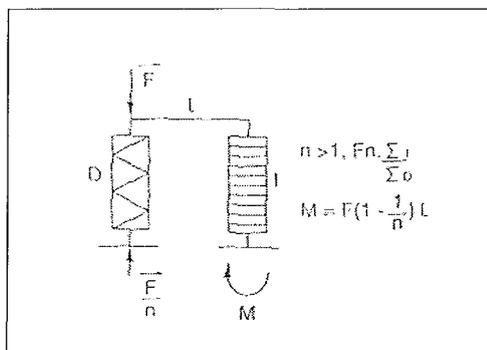


Figure 26

Le pilier dentaire subit une intrusion dans l'alvéole, car la dent munie de son parodonte sain, a une mobilité physiologique axiale et transversale, entraînant l'apparition d'un moment de rotation au niveau de l'implant ankylosé.

Ce moment M sera d'autant plus important que le rapport des modules d'élasticité implant / dent Σ_1 / Σ_2 et la distance L entre pilier naturel et implantaire seront plus grands. On voit que si les résiliences des 2 piliers étaient égales, la formule ci-dessus exprimerait un moment égal à 0.

En conclusion, lors de la connexion de piliers implantaires avec des piliers dentaires par une prothèse fixe, il convient de choisir des piliers dentaires à parodonte sain autorisant une compliance minimale, de diminuer au maximum le quotient Σ_1 / Σ_2 en jumelant plusieurs organes dentaires à un ou plusieurs implants, et de diminuer autant que possible la distance L séparant la dent de l'implant (6 mm semblerait le maximum).

Cependant, cette approche ne décrit que les contraintes exercées par l'application de charges horizontales et nous savons que les forces s'exerçant sur les dents et implants présentent la plupart du temps une composante axiale et une composante horizontale, cette dernière étant bien plus redoutable pour la santé parodontale.

C'est pourquoi, nous aborderons dans « biomécanique des bridges implanto-dento-portés » plus précisément toute la complexité des forces qui s'exercent dans la cavité buccale et leur retentissement sur les prothèses mixtes.

1.4.3.3. DIFFÉRENCE DE MOBILITÉ ENTRE LA DENT ET L'IMPLANT, RETENTISSEMENT

Le Gall et Saadoun, 2004 [57].

Rappelons d'abord, à travers deux graphes, la différence de mobilité implant-dent : Richter, 1989 [88] :

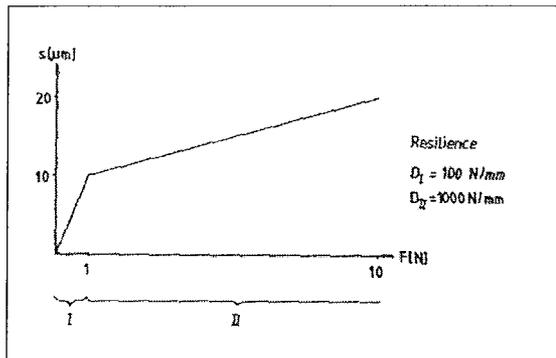


Figure 27

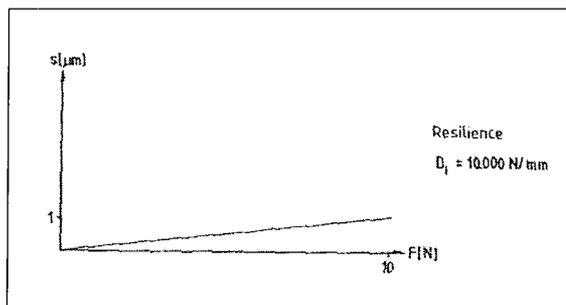


Figure 28

Schéma de la mobilité dentaire et ses 2 phases.

Rapport entre la force et le mouvement implantaire (Richter 1989).

1.4.3.3.1. Considérations histophysiologiques

Le ligament parodontal donne aux dents naturelles une certaine mobilité, comme nous l'avons vu précédemment, par rapport à l'os environnant.

En revanche, l'ostéointégration limite considérablement la capacité d'amortissement d'un implant.

Une dent saine aura une mobilité physiologique transversale moyenne variant de 56 à 108 μm selon le type de dent et une possibilité d'enfoncement axial de 28 μm (Parfitt, 1960 [75]) (mobilité axiale 6 à 8 fois supérieure à celle d'un implant).

La mobilité transversale d'un implant est en moyenne de l'ordre de 25 μm et sa mobilité axiale limitée à 5 μm (Komiya, 1989 [51]), correspondant à l'élasticité propre à son environnement osseux.

Ces chiffres ont une valeur indicative intéressante, mais sont des moyennes calculées sur un échantillonnage de dents présentant des caractéristiques différentes (hauteur de l'os périodontaire, largeur de l'espace desmodontal, nombre et forme des racines sont des facteurs qui influencent le degré de mobilité). De même pour les implants, le diamètre, la longueur, la forme du corps et la densité osseuse influent certainement sur leur mobilité clinique, car là également, les chiffres publiés marquent des différences importantes.

De plus, l'absence de mécanorécepteurs parodontaux autour de l'implant est de nature à réduire ou perturber les mécanismes proprioceptifs très fins, issus du système nerveux central, qui régulent habituellement les forces appliquées sur les dents et génèrent des réflexes d'évitement en cas d'obstacle alimentaire et /ou d'interférence occlusale.

Rappelons que la mobilité dentaire peut être mesurée grâce à l'indice de mobilité de Mühlemann de 0 (mobilité physiologique) à 4 (mobilité transversale et axiale), indice déterminé cliniquement, tactilement et visuellement. Aujourd'hui, on dispose d'un appareil nommé Périotest beaucoup plus précis et mesurant la mobilité implantaire et dentaire au 1/100^e de mm. Ce dispositif comprend une baguette avec un détecteur à son extrémité ; quand la baguette est activée, elle tape sur la dent ou l'implant 16 fois en 4 secondes, le détecteur mesurant la quantité de temps où la baguette est en contact avec la surface en millisecondes. Ce temps est ensuite converti grâce à un microprocesseur pour obtenir des valeurs de mobilité.

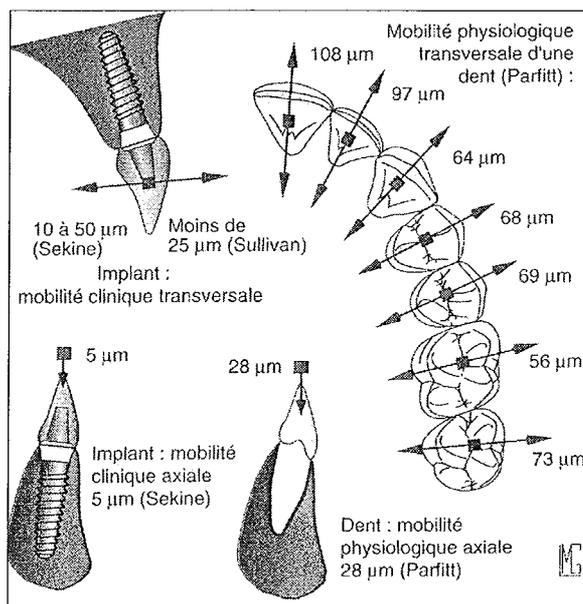


Figure 29
Schéma de la mobilité dent / implant.
Capacité d'amortissement comparée des dents et des implants.

1.4.3.3.2. Conséquences cliniques

Pour certains auteurs comme **Sekine et coll. (1986) [93]**, **la connexion dent-implant engendre un risque potentiel en raison de la mobilité nettement plus réduite des implants et du schéma de déplacement différent des dents (comportement élastique versus visco-élastique). En effet, le déplacement des implants est linéaire par rapport à la charge imposée.**

Le déplacement des dents, en revanche, manifeste deux phases :

- une 1^{ère} phase, fonction de la mobilité clinique de la dent, dans laquelle le mouvement est obtenu par l'application de forces réduites, du fait du parodonte ;
- une 2^{ème} phase dans laquelle le déplacement, limité par l'os, est plus linéaire par rapport à la charge, comme pour les implants, à cause de l'os.

Les différences entre les forces nécessaires aux déplacements peuvent être considérables. Il faut appliquer une force de 1 Newton pour provoquer le déplacement transversal d'une dent de 50 μm. Pour réaliser ce même déplacement avec un implant, il faut une force 20 fois supérieure (Le Gall et coll., 2004).

Pour **Komiyama [51]**, lorsqu'on réunit dans un bridge des implants et des dents, ce sont les implants qui supportent la charge ; les dents ne sont quant à elles, pas fonctionnelles.

Cependant, pour d'autres auteurs comme **Gunne et al.[33 ; 34 ; 35]**, la conception et la géométrie prothétique l'emportent sur les différences de caractéristiques entre les dents et les implants, ce qui rend possible leur connexion rigide sous la même restauration.

Une donnée essentielle de l'échec ou de la réussite d'un implant est la façon dont les tensions mécaniques sont transmises à l'implant et à l'os environnant (Duyck, Naert et coll., 1997 [23]). Le transfert des charges occlusales du complexe implantaire vers l'os périphérique chargé de les absorber et de les dissiper dépend de plusieurs facteurs : le type de charge (fonctionnelle ou parafonctionnelle), l'orientation, la longueur et le diamètre de l'implant (surface portante), la forme de l'implant (macrostructure), le traitement de surface de l'implant (microstructure), la qualité ou la quantité de l'os périphérique, enfin la géométrie de la superstructure prothétique (forme, dimension, situation de la surface occlusale).

1.4.3.3. Conséquences histologiques de la liaison au niveau du ligament parodontal de la dent connectée

Deux études réalisées sur des chiens analysent les modifications des tissus du ligament parodontal autour d'une dent connectée en comparaison avec la même dent non connectée.

Tout d'abord, en 1995, **Biancu, Ericsson et Lindhe** [9] étudient expérimentalement sur 10 chiens les conséquences histologiques au niveau du ligament parodontal de la connexion dent-implant.

En effet, il disposent d'une prémolaire connectée à deux implants antérieurs d'un côté et d'une prémolaire contrôle non fixée en controlatéral. En fonction des groupes, des contrôles de plaque ont été plus ou moins effectués régulièrement.

A la fin d'une période de 6 mois, des radiographies ainsi que des biopsies sont effectuées au niveau des sites contrôle et test.

Les résultats des coupes histologiques révèlent que la fixation des prémolaires aux implants par une connexion rigide (en or ici) ne s'accompagnait pas d'induction marquante d'altération tant qualitative que quantitative de la gencive et des tissus parodontaux.

En 1999, **Pesun et al.** [79] publient un article portant sur l'évaluation histologique du ligament parodontal autour de la dent en cas de connexion dent-implant.

La 4^{ème} prémolaire d'un chien est connectée à des implants placés au niveau de la 1^{ère} et 2^{ème} prémolaires par une prothèse fixe. La structure histologique du ligament de cette dent est comparée à celle de la prémolaire controlatérale sur une période allant jusque 24 mois.

L'histologie ligamentaire entre les deux s'avère être similaire.

En effet, les tissus parodontaux comportent une quantité minimale de cellules inflammatoires infiltrées. L'os crestal est de nature corticale, ne révélant pas d'échec périodontal. L'orientation des fibres du ligament parodontal indique qu'un minimum de remodelage a eu lieu.

Le nombre et la morphologie des vaisseaux sanguins est similaire au niveau des deux prémolaires.

Le manque d'inflammation et la stabilité des tissus parodontaux suggère que l'utilisation de la combinaison implant-dent avec des connexion rigides au niveau de ce modèle animal n'entraîne pas d'effets délétères sur les tissus du ligament alvéolo-dentaire et que les forces s'exerçant sur ces tissus ne dépassent pas les limites de capacité de la dent.

1.4.3.4. TENTATIVES POUR ÉLIMINER LA DIFFÉRENCE DE MOBILITÉ ENTRE L'IMPLANT ET LA DENT

Certains auteurs ont estimé que ce problème de mobilité différente pouvait être résolu, du moins en théorie, par une connexion non rigide ou rigide entre le segment porté par l'implant et le segment porté par la dent. D'autres ont comparé différents matériaux occlusaux pour la superstructure prothétique dans l'espoir de trouver un matériau doté d'un effet amortisseur. D'autres encore ont développé un nouveau modèle d'implant qui contient un élément élastique intégré qui absorbe les contraintes (ce sont les concepteurs de l'IMZ et de l'implant Flexiroot).

1.4.3.4.1. Connexion non rigide / rigide

Les types de connexion, leurs avantages et inconvénients seront développés dans la 3^{ème} partie.

La connexion non rigide permettrait de laisser une liberté de mouvement à la dent ou au segment dentaire, rendant ce dernier plus indépendant du segment implantaire et beaucoup moins victime de la rigidité de l'ensemble implantaire. Ce type de connexion ne diminue pas réellement la différence de mobilité entre les deux systèmes mais faciliterait leur covoisinage.

En revanche, une connexion rigide permet de rigidifier le segment dentaire donc de diminuer sa mobilité.

Cependant, au départ, les auteurs ont plutôt cherché à modifier le comportement implantaire et à l'adapter pour qu'il se rapproche du comportement dentaire et non l'inverse.

1.4.3.4.2. Moyens utilisés pour reproduire l'effet amortisseur du ligament parodontal au niveau de l'implant

L'immobilité de la vis implantaire dans l'os a amené les praticiens à envisager de créer un système permettant de simuler l'effet amortisseur et donc « mobile » du ligament péri-dentaire, permettant d'amortir l'impact des contraintes.

Par exemple, le système implantaire Core-Vent (Core-Vent Corporation, Encino, Calif.) possède un « plastic coping insert » capable lors de la liaison implant-dent de jouer le rôle de rupteur de stress. L'idée de cet insert en polysulfone fut ensuite critiquée par beaucoup car il s'est avéré avoir un plus grand potentiel de fracture qu'un insert en titane.

Le système implantaire IMZ (Interpore International, Irvine, Calif.) introduit un élément intramobile résilient en polyoxyméthylène ayant pour but de jouer là aussi un rôle amortisseur.

L'IME (intramobile element) est utilisé en association avec une bague en titane (TIE), la vis de pilier venant se mettre sur l'IME ce qui permet l'absorption des charges verticales et latérales.

L'IMC (intramobile connector) est en titane constitué d'un disque en polyoxyméthylène placé entre le pilier et la prothèse et d'une fine vis de rétention flexible. Le disque amortit les charges verticales pendant que la vis agit comme absorbeur de contraintes pour les charges latérales.

L'IMC est plus résistant à la fracture que l'IME notamment sur de petits diamètres implantaires. Leur utilisation réduit le total des forces occlusales transférées à l'os, notamment dans le cas de forces intenses, distribuant les contraintes sur une plus longue période et à plus faible niveau (Cavicchia, 1994 [15]). Ce système semble particulièrement indiqué dans les restaurations ayant une connexion dent-implant rigide.

En effet, dans le cas de prothèses mixtes, à cause de l'immobilité implantaire relative, il a été établi que le mouvement physiologique de la dent naturelle entraîne la prothèse à agir comme un cantilever générant un maximum de charges résultantes sur l'implant (plus de deux fois la charge appliquée) entraînant diverses déficiences.

L'implant, absorbant la totalité des forces (surcharge), serait victime d'une perte osseuse autour de son col pouvant mener à sa perte ; en outre, on assisterait à une augmentation des complications mécaniques (dissolution du ciment dentaire, fracture des composants implantaires, fracture des composants du bridge).

Avec l'élément viscoélastique, la charge sur l'implant n'est plus amplifiée par l'action du cantilever mais fractionnée (Mc Glumphy, 1989 [63]).

On retiendra aussi que dans le cas d'une connexion dent/implant, la mobilité physiologique de la dent diminue sous l'effet de la liaison rigide d'où le risque éventuel d'une atrophie du ligament parodontal par hypofonction.

Cependant, lorsque l'on compare les caractéristiques de transfert de stress au niveau d'implants IMZ avec élément interne rigide (titane) ou résilient (polyoxyméthylène), on ne constate aucune différence significative sous charge statique ; les aires de contraintes au niveau de l'os périimplantaire sont similaires. De même qu'une simple charge produira le même degré de déflexion du cantilever quelque soit l'élément interposé.

Le succès de l'implant IMZ est peut-être seulement dû au fait que l'élément résilient permet un degré de liberté à la vis de pilier minimisant le risque de fracture de vis par rapport aux éléments internes en titane (Mc Glumphy, 1989).

Van Rossen (1991) [103] a montré lors d'une expérience sur des chiens, dans laquelle il avait connecté une dent à un implant, qu'il existe une différence d'adaptation osseuse suivant la nature, flexible ou rigide, de l'élément intermédiaire appliqué au niveau de l'implant. L'élément flexible donne une réponse plus uniforme.

Le "Compliant Keeper (CK) system" (Compliant Keepers, Truckee, Calif.) permet une sorte de mise en charge progressive de l'implant. En effet, des bagues en silicone « O-rings » devenues aujourd'hui « sleeve rings » (bagues d'assemblage) permettent au système de servir de joint sélectif de contrôle fonctionnant comme un analogue du ligament parodontal. Ainsi, le mouvement mesuré égale celui du pilier naturel dans la connexion dent-implant. Les « sleeve rings » ont un diamètre interne coïncidant parfaitement au diamètre externe de la vis de rétention à la différence des « O-rings » où l'ajustement entre les deux n'était pas bon.

Enfin, le matériau constituant le bridge peut lui aussi avoir un certain rôle amortisseur, c'est pourquoi le placement d'une prothèse transitoire en résine avant la prothèse définitive est primordial.

2. 2^{EME} PARTIE : BIOMECHANIQUE DES BRIDGES IMPLANTO-DENTO-PORTES

Un bridge soutenu par une dent d'un côté et un implant de l'autre peut être comparé à une maison qui reposerait sur de la roche d'un côté et sur de la terre de l'autre côté.

2.1. PRINCIPES MECANQUES GENERAUX DES BRIDGES

2.1.1. LA TRAVEE

2.1.1.1. ANALYSE MECANIQUE

Schématiquement, un bridge peut être assimilé à une poutre encastrée aux deux extrémités ou à une seule extrémité (bridge avec extension ou cantilever).

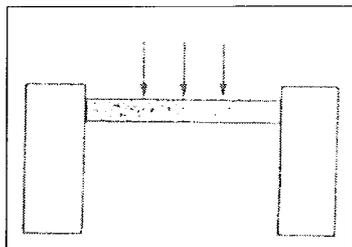


Figure 30
Représentation schématique d'un système bridge.

Les forces agissant sur cette poutre vont provoquer sa flexion et l'apparition de contraintes aux zones de connexion (contraintes de cisaillement).

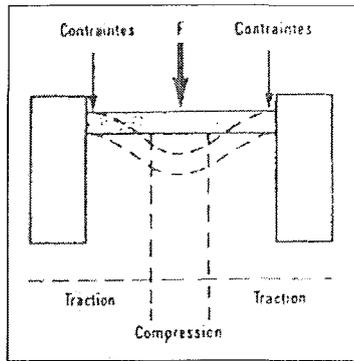


Figure 31
Flexion et contraintes d'un système bridge sous l'action d'une force F appliquée sur la travée.

2.1.1.2. FLEXION DE LA POUTRE

Ces contraintes dépendent de la forme, de la longueur et de l'épaisseur de la travée.

La flexion ou la courbure de la travée est proportionnelle au cube de sa longueur et inversement proportionnelle au cube de son épaisseur.

Si les autres facteurs mécaniques restent constants, une travée de deux intermédiaires fléchit 8 fois plus que si elle n'en comportait qu'un, et 27 fois plus si trois dents de même taille sont remplacées.

Si l'épaisseur est moitié moindre, la flexion est également 8 fois supérieure.

L'amplitude de la déformation en flexion est également inversement proportionnelle au module de rigidité de la poutre (module de Young de l'alliage et inertie de la section droite de la poutre).

Lorsque la longueur d'une travée est imposée, il sera donc possible de jouer sur le module de Young de l'alliage et sur l'inertie de la travée (forme géométrique) pour minimiser la déformation du bridge.

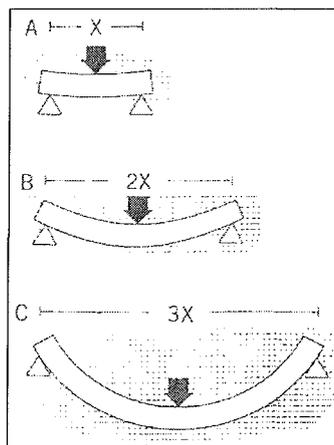


Figure 32
Déformation et flexion d'une poutre en fonction de sa longueur.

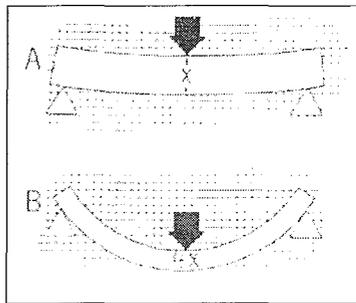


Figure 33
Déformation et flexion d'une poutre en fonction de sa hauteur (épaisseur).

2.1.2. FORMES GEOMETRIQUES

L'inertie de la travée est proportionnelle à sa largeur et à sa hauteur élevée à la puissance 3.

Pour optimiser l'inertie d'une travée, à quantité de matière égale, il est nécessaire d'avoir des formes :

- En T ou ovales au niveau des dents postérieures.
- En losange au niveau des dents antérieures, compte-tenu de la résultante des forces occlusales et de la morphologie dentaire à ce niveau.

Pour une connexion, il faudra privilégier la hauteur plus que la largeur.

2.1.3. EFFET D'ENTAILLE

Le changement de forme ou effet d'entaille est une notion très importante intervenant dans la résistance d'un matériau.

Cet effet d'entaille amène une concentration des contraintes au niveau des changements de section de la pièce (connexion, rainures, embrasures).

En prothèse fixée, l'embrasure représente donc le point faible de la reconstruction prothétique. Pour diminuer ces concentrations de contraintes, il est primordial d'avoir un fond d'entaille (embrasure) arrondi.

Le fait de placer les connexions dans le même plan (horizontal et vertical) que celui de la travée, tout en tenant compte des données anatomiques, permettra de minimiser les concentrations de contraintes.

2.1.4. RIGIDITÉ ET DÉFORMATION

La rigidité de la prothèse est un paramètre important dans la distribution de la charge aux différents piliers : d'une manière générale, un bridge très rigide distribuera les charges uniformément sur tous les supports tandis qu'un bridge flexible aura tendance à transmettre la charge au support le plus proche en premier (Skalak, 1985 [96]).

La déformation ou déflexion du pontic est le résultat de cette flexibilité du bridge, sous l'application de charges.

Cette déformation est directement proportionnelle au cube de la longueur de la travée et inversement proportionnelle au cube de son épaisseur (Shillingburg, 1978 [95]).

Ceci est valable aussi bien en prothèse fixe dentaire, implantaire ou dento-implantaire.

2.2. BIOMECANIQUE DES BRIDGES IMPLANTO-DENTO-PORTES VISSES (TREVoux, SALAMA, 1995) [101]

2.2.1. ETUDE DES FORCES EXERCEES SUR UNE RECONSTRUCTION IMPLANTO-DENTO-PORTEE VISSEE

Le but de l'étude est de déterminer les interactions des stress exercés sur chaque structure et leurs conséquences sur les composants mécaniques et sur l'os environnant.

Dans le cas de prothèses implanto-portées, la reconstruction par implants offre de bons résultats si le protocole opératoire est respecté, ainsi que les critères concernant la mise en charge des implants et la qualité osseuse.

Dans certaines situations cliniques, quelques obstacles anatomiques peuvent nous contraindre à ne poser qu'un seul implant là où un minimum de deux serait nécessaire.

Dans de telles situations, l'utilisation d'une dent naturelle connectée à un implant représente un avantage certain. La fixture ostéo-intégrée est cependant en contact direct avec l'os, alors que la dent naturelle ne l'est que par l'intermédiaire d'un desmodonte résilient. La figure ci-dessous montre que lorsqu'une force verticale est appliquée sur la dent, un moment de torsion s'exerce sur l'implant au fur et à mesure que la dent s'enfonce dans son alvéole.

L'amplitude de ce moment de torsion dépend de la mobilité de la dent, de la flexibilité de la prothèse, de l'implant, et enfin de l'os.

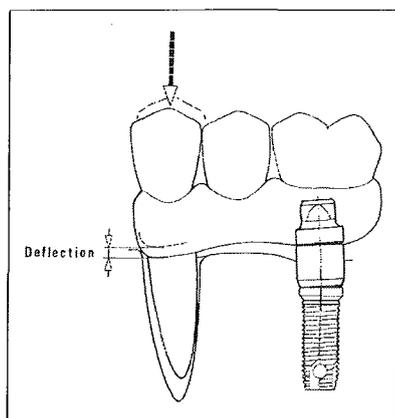


Figure 34
Déflexion de la prothèse.

La distribution des charges entre l'implant et la dent connectée de la sorte a été considérée sous divers aspects.

La mobilité de la dent interdit-elle le partage des forces occlusales avec l'implant, induisant une surcharge et/ou une stimulation inadéquate de la dent (intrusion) ? Un élément intégré à l'implant est-il nécessaire pour compenser le ligament parodontal ?

Des recherches cliniques menées par l'équipe Brånemark (pour faire face à la concurrence d'autres systèmes implantaires possédant cet élément intramobile, IMZ) ont abouti à la conclusion que cet insert plastique n'apportait aucune contribution à la flexibilité de l'implant.

Une étude multicentrique sur 2 ans menée sur des patients traités par un implant Brånemark relié à une dent naturelle d'un côté de la mandibule et deux implants de l'autre côté ne montre aucune différence dans la survie des implants dans les deux cas. De même il n'y avait aucun problème mécanique associé à ces types de connexion (dent-implant), à condition que la dent ait un ligament parodontal et un support osseux sain

Si une dent choisie n'a pas un support osseux idéal, plusieurs implants doivent être utilisés.

2.2.1.1. ETUDE DE LA FLEXIBILITÉ DU SYSTÈME IMPLANTAIRE BRÅNEMARK

Le cylindre en or et le pilier du système Brånemark sont assemblés à l'implant par la vis en alliage d'or et la vis de pilier. Quand ce joint est sujet à un moment de torsion, la pression au niveau du pilier côté cantilever va augmenter et la pression controlatérale va diminuer.

Ces changements de pression de surface et de tension de la vis en or vont créer une augmentation de la déformation du matériau, et le cylindre en or aura tendance à s'incliner en direction du pilier (figure 35).

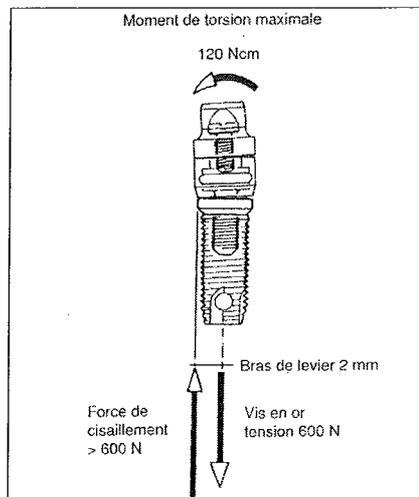


Figure 35

Le pilier en conséquence s'inclinera lui aussi en direction de la fixture. Cette inclinaison sera enregistrée comme une déflexion à l'extrémité du cantilever. Si cette inclinaison augmente, l'interface pilier-cylindre en or s'ouvrira.

Etant donné que la résistance à la tension de la vis en or est d'approximativement 600 N, et de plus que le bras de levier interne est de 2 mm dans cette situation, le moment de torsion maximale sera d'environ 120 Ncm.

Ceci signifie que le moment de torsion transféré à l'os à partir d'un implant Bränemark est estimé approximativement à 120 Ncm. Des moments plus importants conduiraient à un échec mécanique, généralement des fractures de la vis en or ou celle du pilier. La vis en or doit être serrée à environ 10 Ncm. Des tests laboratoire ont montré que cela correspondait à une force de tension de la vis (précharge) d'approximativement 250 à 300 N.

Avec cette précharge, les contraintes exercées sur la vis, dues à la tension et au cisaillement, sont juste en dessous de la résistance mécanique du matériau.

Quand ce niveau est atteint (250 à 300 N) à cause de charges externes sur le cylindre en or, l'interface pilier-cylindre en or commence à s'ouvrir. Ceci signifie qu'avec un bras de levier d'environ 2 mm, le moment nécessaire pour ouvrir cette interface est d'approximativement 50 à 60 Ncm.

En dessous, il n'y aura aucune influence sur la vis, aucun problème de fatigue du matériau, et l'on ne rencontrera pas de problème de dévissage de vis.

Pour investiguer les phénomènes mécaniques de cette interface pilier-cylindre en or précédemment décrite, un banc test a été confectionné (figure 36).

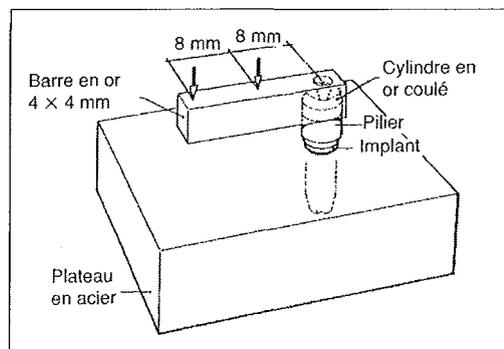


Figure 36
banc test.

Il consiste en un pilier implantaire attaché de manière rigide à un plateau en acier et d'une barre en or, avec une extension de 16 mm, de section carrée 4 x 4 mm. Ce système est censé représenter la flexibilité et les caractéristiques mécaniques des cylindres et des piliers. Il illustre aussi le cantilever en situation clinique, dans laquelle une prothèse de 3 éléments est supportée par un implant et une dent naturelle.

Le cantilever a été chargé 8 à 16 mm à partir du centre de l'implant, et la déflexion correspondante aux différentes positions des forces a ainsi été enregistrée.

Dans tous ces tests, la vis du pilier a été serrée à 20 Ncm et la vis en or à 10 Ncm, avec des longueurs de cantilever différentes.

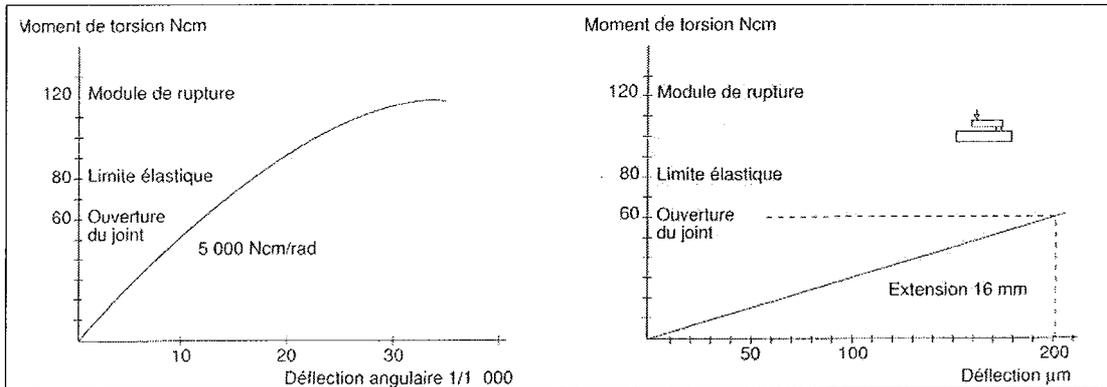
Des piliers de 4 et 7 mm ont été utilisés pour les deux longueurs de cantilever ; l'implant et l'extension ont aussi été testés avec des déplacements transverses répétés d'amplitude de +/- 50 à 100 μ m dans la position de cantilever de 16mm.

Des tests de fatigue en charge verticale ont été effectués avec des niveaux de charge de 25 à 50 N

à la position de 16mm (40 et 80 Ncm).

2.2.1.2. RÉSULTATS

Deux figures représentatives des extensions 8 et 16 mm sont illustrées ci-dessous.



Figures 37

Les diagrammes des forces enregistrées et de la déflexion montrent un tracé linéaire jusqu'à environ un moment de torsion de 80 Ncm (100 et 50 N respectivement), point à partir duquel la vis a atteint sa limite de résistance.

Ce moment engendre une force axiale sur la vis d'environ 400 N qui correspond à la résistance élastique de la vis en or sous une charge purement axiale.

La flexibilité augmente continuellement à partir de ce point et la courbe s'aplatit approximativement à 120 Ncm (150 et 75 N respectivement).

Ce moment correspond à la force de tension de la vis en or et représente la capacité à la charge du joint pilier-cylindre.

Aucune différence significative n'a été enregistrée entre les piliers de 4 et 7 mm. La mise en évidence d'une déflexion de 10 à 20 μm a été enregistrée lors des premiers cycles de mise en charge pour des cantilevers de 8 et 16 mm.

Ensuite, des cycles de charge consécutifs étaient réversibles jusqu'à environ 80 Ncm. Le système est donc réversible jusqu'à cette valeur une fois les premiers essais effectués. Lors de charges plus importantes, la vis et les bords du cylindre en or et du pilier seront déformés de manière permanente, conduisant à une perte de la précharge de la vis du système.

Le moment de torsion sur l'implant peut être calculé à partir des données enregistrées, et du produit de la force appliquée et des bras de levier qui sont de 8 et 16 mm.

Le premier graphe de la figure 37 illustre le rapport entre la déflexion angulaire et le moment de torsion. La rigidité de la torsion de la vis dans un intervalle élastique est de 500 Ncm/rad.

Selon l'hypothèse que la rigidité à la torsion est identique dans les deux cas de figure, le bras de levier effectif doit être de 10 % plus long que l'extension la plus courte selon les valeurs mesurées.

Ceci est dû au fait que la vis a deux fois plus de charge axiale dans le cas du bras de levier le plus court et aussi que le centre doit être placé plus distalement par rapport à l'extension.

Des charges verticales répétées au niveau de l'extension, croissant jusqu'à la limite de la résistance élastique de la vis (80 Ncm), conduisent à une fracture de la vis du pilier après 1000 cycles environ.

Avec des charges inférieures au point d'ouverture de la vis du cylindre (40 Ncm) il n'y a aucune rupture de la vis ou dévissage de celle-ci, même après 1 000 000 cycles. Ce test démontre l'importance de ramener les charges qui s'exercent sur le système à un point inférieur à l'ouverture du joint. Des mouvements transverses répétés d'amplitude +/- 50 µm au niveau du cantilever ont donné une réduction de la précharge de la vis. Tandis que des amplitudes supérieures à +/- 100 µm ont provoqué une augmentation du dévissage des vis.

Ce test montre l'importance de limiter la mobilité transversale d'une dent connectée à un implant.

2.2.2. INTERPRETATION

L'ouverture de la vis n'est pas clairement visible dans les diagrammes ; en effet, la force appliquée sur le cantilever agit en association avec la précharge de la vis.

Pour un cantilever de 16 mm, l'ouverture de la vis apparaîtra à des moments d'environ 60 Ncm, et dans le cas d'extension de 8 mm à environ 70 Ncm. Le point d'ouverture et le point de résistance élastique sont proches l'un de l'autre, spécialement dans les cas d'un cantilever de 8 mm.

2.2.2.1. AMPLITUDE DE LA FLEXIBILITÉ

La déflexion théorique d'une barre cantilever peut être calculée en utilisant la forme des poutres élastiques.

Avec une charge de 50 N et une extension de 16 mm la déflexion est d'environ 25 µm.

Les valeurs mesurées de la rigidité axiale d'une fixture Bränemark sont de 12 µm pour une force axiale de 50 N. Si l'on compare avec les déflexions d'environ 230 µm pour la même charge (figure 38) ces valeurs sont de moindre importance. Le facteur le plus important à considérer quand on parle de mobilité de la partie mécanique (implant-système prothétique) est la flexibilité de la vis en or.

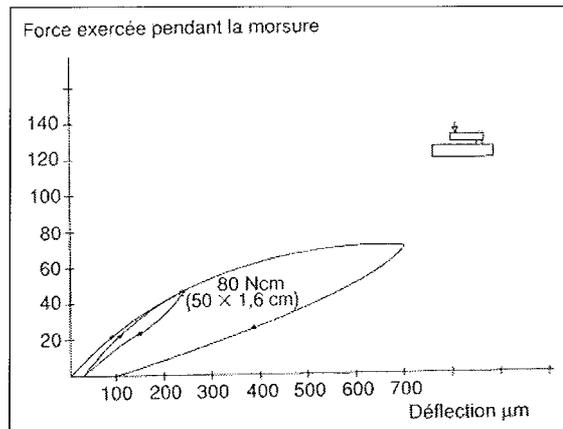


Figure 38

L'évaluation des circonstances dans lesquelles l'influence de la flexibilité osseuse entre en jeu dans la flexibilité totale de la prothèse est en dehors du cadre de cette étude.

Cependant, la flexibilité de l'implant dans l'os peut être significative. L'interprétation de ces résultats indique que la déflexion osseuse est de même amplitude que celles des parties mécaniques du système quand la charge est appliquée sur la dent naturelle.

En ce qui concerne la flexibilité de la vis en or, la présente étude indique que la charge est approximativement partagée entre l'implant et la dent sans faire intervenir la résilience osseuse. Il y a donc un partage des charges et cela va prévenir une surcharge au niveau de l'implant en torsion.

La flexibilité de l'os peut aussi résulter des charges importantes qui s'exercent sur la dent naturelle et prévenir ainsi toute surcharge implantaire.

En revanche, une dent anormalement mobile peut conduire à une surcharge au niveau de l'implant. Le rapport entre les moments de torsion et la déflexion a été calculé pour des extensions de 16 mm (figure 37).

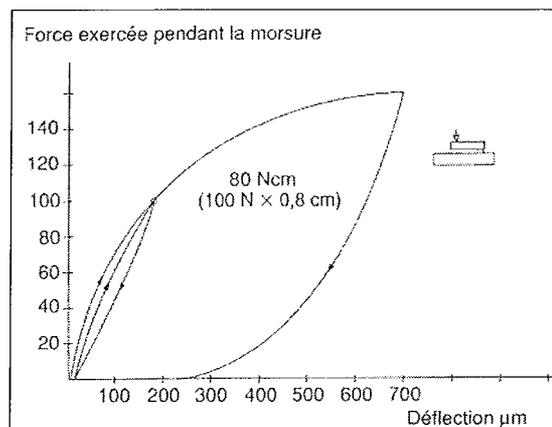


Figure 39

Les moments de torsion peuvent être comparés avec le moment maximal (correspondant à la résistance à la tension de la vis en or), avec la limite supérieure pour une déflexion totalement réversible (correspondant à la résistance élastique de la vis) et enfin avec le moment pour charge maximale de la vis (correspondant à l'ouverture du joint).

En conclusion de ce diagramme, le moment de torsion sur un implant pour une mobilité verticale normale d'une dent naturelle (50 à 100 μm) est bien en dessous du moment requis pour l'ouverture du joint (cylindre en or-pilier).

Quand des dents naturelles saines sont utilisées comme piliers, il n'y a pas de problème de fatigue sur les implants.

Ces résultats indiquent que lorsqu'une prothèse est supportée par un implant Brånemark à une extrémité et une dent naturelle avec une mobilité verticale normale à l'autre, il n'y a aucun risque de surcharge mécanique de l'implant et par conséquent le moment de torsion sur cet implant se situe en dessous des capacités de charge maximale de l'implant.

2.2.2.2. DISTRIBUTION DES FORCES VERTICALES

Avec les données montrées dans les figures 38 et 39 (rapport point d'application de la force-déflexion) et la figure 37 (rapport moment de torsion-déflexion), il est possible de calculer la distribution des charges exercées sur une unité à différents points d'application des forces.

Un bridge de trois éléments (équivalent à une extension de 16 mm) peut être pris comme exemple. La mobilité de la dent est supposée de 100 μm et la force masticatrice de 250 N.

La figure 40 montre la situation dans laquelle une force masticatrice verticale s'applique sur la dent naturelle.

Pour une mobilité verticale de 100 μm , le moment de torsion au niveau de l'implant est d'environ 30 Ncm (figure 37), et la force axiale d'environ 20 N.

Toute charge est virtuellement concentrée à l'endroit de l'application de la force, et un moment de torsion très infime est enregistré au niveau de la vis en or.

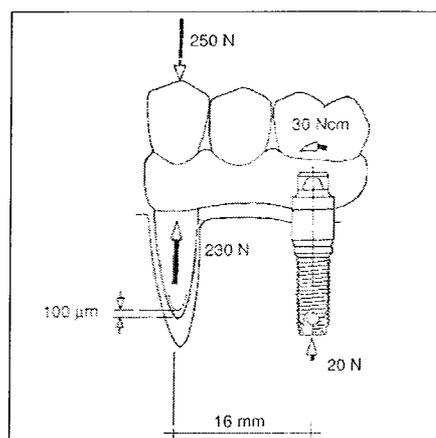


Figure 40

Dans la figure 41, la force masticatrice est appliquée sur l'intermédiaire de bridge et la force est distribuée de manière égale entre la dent et l'implant.

Quand la force masticatrice se situe au niveau de l'implant, la charge va être transférée directement sur l'implant (figure 42).

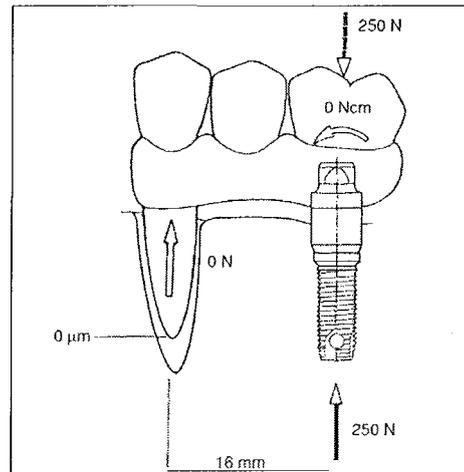
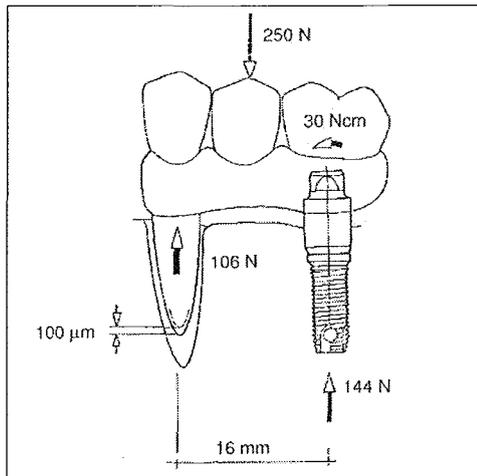


Figure 41

Figure 42

Il est important de noter que le moment de torsion sur l'implant dans ce modèle théorique est indépendant de la force masticatrice dès que la dent atteint sa position apicale dans l'alvéole. En effet, en clinique, quand la dent a atteint sa position précédemment décrite, l'implant et la dent auront le même support vertical et ainsi partageront la charge après ce point précis.

2.2.2.3. CONSEQUENCES PRATIQUES

La situation décrite en détail ici est basée sur une extension de 16 mm de long, qui représente l'extension la plus courte dans ce type de thérapeutique (un intermédiaire supporté par une dent naturelle).

S'il y a deux ou trois intermédiaires, les conditions de charge seront même plus favorables, car la mobilité de la dent connectée sera sollicitée dans un angle de déflexion plus petit.

Le mouvement de rotation interne entre le cylindre en or et le pilier tout le long de leur surface de contact est approximativement de 10 µm, infligeant ainsi un mouvement de côté à la dent naturelle d'environ 100 µm.

De tels petits mouvements internes ne peuvent être évités par n'importe quel système de glissière pré-usinée. Seule la fixation de la vis et le type de connexion avec la dent naturelle peuvent diminuer ces mouvements.

Ces petits mouvements précités peuvent conduire au dévissage de la vis.

Les résultats du test indiquent clairement l'importance de limiter les mouvements latéraux sur la dent naturelle et d'assurer une connexion ferme (dent-implant).

Cette connexion permettrait un déplacement transversal de la dent et éliminerait la plupart des rotations transverses de celle-ci (figure ci-après).

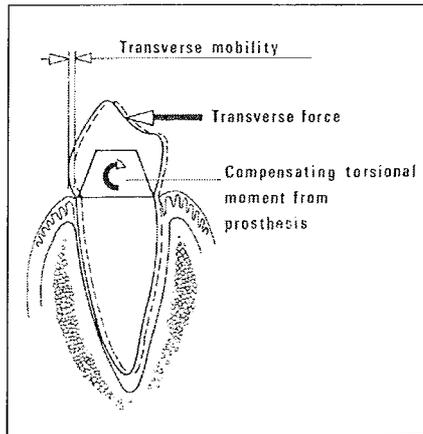


Figure 43
Mobilité transverse de la dent support. Un attachement ferme et une prothèse rigide réduirait la bascule bucco-linguale de la dent réduisant ainsi la mobilité transverse.
(Rangert, 1991) [81]

La présente analyse indique qu'une prothèse rigide doit être préférée, éliminant ainsi les problèmes de déformation ou de mouvement relatif au niveau de la connexion avec la dent.

2.2.2.4. CONCLUSION

Les tests mécaniques effectués sur l'implant Brånemark révèlent que la vis attachant le cylindre prothétique en or avec le pilier transmuqueux à l'implant forme un système flexible. Cette flexibilité inhérente semble bien correspondre à la mobilité verticale d'une dent pilier reliée à un implant.

Le calcul de la distribution de la charge verticale basé sur les mesures de flexion démontre que les forces sont partagées presque également entre l'implant et la dent, sans prendre en compte la flexibilité de l'os support ou de la prothèse.

Le traitement visant à relier un implant Brånemark à une dent naturelle doit être envisagé sans aucun élément flexible. Les tests mécaniques et les considérations théoriques indiquent cependant que la mobilité transversale de la dent pilier devrait être limitée et que l'attachement de la prothèse à la dent devrait être de type rigide afin d'éviter le desserrement de la vis.

2.2.3. ANALYSE DE LA VIS DE FIXATION PROTHÉTIQUE

Nous l'avons vu, la force verticale sur un bridge soutenu par un implant et une dent induit un moment de flexion au niveau de l'implant, la dent disposant d'une mobilité plus grande dans son

alvéole. La valeur du moment de flexion dépend du degré de mobilité dentaire et de la flexibilité du bridge, de l'implant et de l'os même.

Des tests in vitro ont montré que le moment de flexion est de loin inférieur au moment nécessaire pour provoquer une ouverture entre le bridge et le pilier en cas de mobilité dentaire normale et pour un bridge de trois éléments soumis à une charge de 250 N.

Donc un bridge soutenu par un implant d'un côté et une dent à mobilité physiologique de l'autre, ne présente aucun danger de rupture mécanique de la vis de fixation.

En outre, on a examiné la répartition d'une force verticale (250 N) exercée sur un même bridge sous une charge tantôt verticale, tantôt transversale.

En cas de mise en charge verticale, les observations suivantes ont été faites :

- **Lorsque la force s'exerce sur la partie centrale de la dent**, la valeur du moment de flexion au niveau de l'implant est d'environ 30 Ncm et la force axiale d'environ 20 N. Virtuellement, la totalité de la force s'exerce sur son point d'application, ce qui donne lieu à un moment de flexion suffisamment bas, donc acceptable, au niveau de la vis de fixation prothétique.

- **Lorsque la force s'exerce au niveau de l'intermédiaire**, la force est répartie de manière plus ou moins égale entre la dent et l'implant.

- **Lorsque la force s'exerce au niveau de l'implant**, elle sera transférée intégralement sur celui-ci.

Il convient de signaler aussi que le moment de flexion du moins dans ce modèle théorique, ne dépend plus de la force de mastication à partir du moment où la dent a atteint le fond de l'alvéole (contact osseux).

Dans la situation clinique correspondante, l'implant et la dent donneront plus ou moins le même soutien vertical quand la pointe de la racine atteint le fond de l'alvéole. C'est pourquoi il est légitime de dire que, au-delà de ce point, la dent naturelle et l'implant se partageront la force de mastication développée.

En cas de mise en charge transversale, la dent accusera un mouvement latéral. A force de se répéter fréquemment, ce scénario conduira au desserrement de la vis de fixation du bridge.

Les résultats des tests mettent le doigt sur l'importance, d'une part, d'un mouvement latéral limité, et d'autre part, d'une liaison rigide. La liaison rigide réduit considérablement la rotation transverse de la dent.

2.3. BIOMECHANIQUE DES BRIDGES IMPLANTO-DENTO-PORTES A TRAVERS LES DIFFERENTES ETUDES REALISEES IN VITRO ET IN VIVO SUR LA CONNEXION DENT-IMPLANT

2.3.1. ETUDES IN VITRO

2.3.1.1. ETUDE DE KAYACAN ET COLL., 1997 [48]

Cette étude reprend celle de Richter sur la différence de mobilité implant-dent. En effet, Richter en 1989 [88], schématise le transfert des forces au niveau d'une structure implanto-dento-portée comme suit :

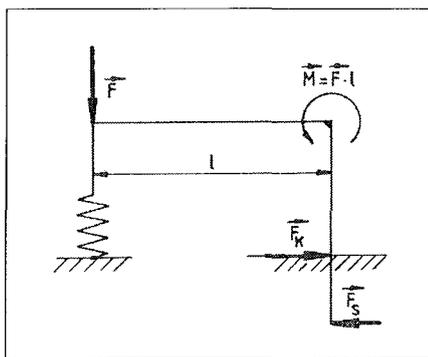


Figure 44

Force verticale exercée sur le pilier naturel d'une prothèse implanto-dento-portée.

F = force ; M = moment ; l = longueur de l'élément intermédiaire. Le dent est représentée comme un système amortisseur. Une force sur le pilier naturel déplace la prothèse et agit sur le pilier implantaire. Plus le déplacement est important et plus le moment est important. La résultante des forces sur le pilier implantaire est représenté par F_k et F_s .

Quand une force agit sur un pilier naturel, une partie de la force est absorbée par la dent et son ligament alvéolo-dentaire, l'autre partie est absorbée par l'implant. Cette dernière est transformée en un moment de flexion au niveau de l'os par l'intermédiaire de l'implant.

En modélisant la structure de la prothèse grâce à un programme informatique, les résultats ont montré que le moment de la force au niveau de l'implant dépend de la mobilité de la dent mais aussi de la résilience implantaire.

Le but est d'obtenir la même résilience au niveau de l'implant qu'au niveau de la dent, ce qui implique que l'implant ait une certaine mobilité ?

Mais Richter, dans son modèle, avait omis une possible flexibilité rotationnelle de l'implant. Cette flexibilité est présentée ici pour un implant et une dent en vue d'une association au sein de la même prothèse.

Kayacan et coll. [48] reprennent le même matériel que Richter mais ont incorporé dans leurs calculs la notion de flexibilité rotationnelle de l'implant avec le système IMZ (qui possède une élément résilient ou intra-mobile IMC puis IME) et de la dent.

Pour la dent, ils ont modélisé les mouvements horizontaux comme le résultat d'une translation et d'une rotation de la dent autour de son centre de rotation et ont calculé une flexibilité rotationnelle entre 10^4 et 10^5 Nmm/rad.

Pour l'implant, une flexibilité rotationnelle de 8.10^3 Nmm/rad avec le système Brånemark a été mesurée dans une étude précédente (Mc Glumphy et coll., 1989 [63]).

D'autres auteurs (Rangert et coll., 1991 [83]) ont mesuré le degré de flexibilité rotationnelle de la vis de pilier à 5.10^4 Nmm/rad. Kayacan a trouvé comme résultat pour un implant entre 3.10^4 et 4.10^5 Nmm/rad.

En conséquence, les auteurs concluent :

La différence de mobilité rotationnelle au sein d'une prothèse implanto-dento-portée est le facteur déterminant d'un mouvement de torque au niveau de l'implant et de la dent, en particulier quand la prothèse est rigide. Ils opteraient alors pour une connexion non rigide.

Une mobilité similaire entre la dent et l'implant diminue considérablement l'effet de cantilever sur l'implant. Ils justifient l'utilisation d'éléments intra-mobile au niveau de l'implant (IMZ) ou la flexibilité du système implantaire (connexion non rigide).

Dans une connexion dent-implant, lorsque la contrainte rotationnelle est diminuée, le mouvement de torque sur l'implant est éliminé sans une augmentation significative d'un mouvement de torque sur la dent.

Il apparaît donc nécessaire pour ces auteurs, de débrider la connexion implantaire avec la prothèse, et il est important d'introduire un élément rupteur de force entre la dent et la racine artificielle.

2.3.1.2. ETUDE DE OCHIAI ET COLL., 2003 [75]

Elle a pour but de comparer les modes de transfert de contraintes sous l'application de charges pour des prothèses avec un ou deux implants postérieurs connectés avec une dent plus antérieure, selon que l'on utilise des piliers implantaires vissés ou scellés. Il s'agit ici d'une technique d'analyse des contraintes photoélastique. Le modèle comprend donc dents et implants inclus dans un bloc de résine simulant le corps mandibulaire.

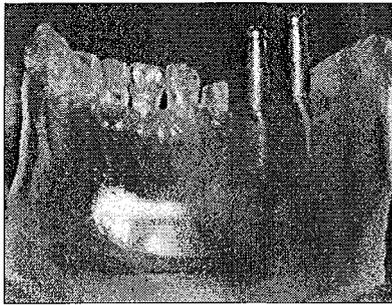


Figure 45
Modèle mandibulaire en résine.

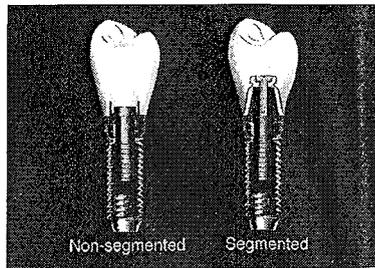


Figure 46
Représentation des deux types de piliers prothétiques, l'un scellé (pilier UCLA), l'autre vissé (comportant donc un étage supplémentaire avec un vis en or).
La prothèse est mise en place (deux designs différents) ; la passivité de l'ajustement de la restauration sur le modèle est vérifiée, suite à quoi des charges verticales sont appliquées en des points bien précis (sur la dent, en mésial des implants, sur le 1^{er} implant molaire, entre les deux implants, sur le 2^{ème} implant molaire, et en distal des implants).

La transmission des contraintes est-elle différente selon la nature de la prothèse (vissée ou scellée) sachant que la prothèse scellée présente moins d'étages et moins de composants pour la connexion ?

Les résultats montrent que l'utilisation de piliers scellés ou vissés pour le modèle 2 implants - 1 dent produit seulement de très faibles différences de transfert de stress.

Cependant, pour le modèle 1 implant - 1 dent, une large différence de comportement entre les deux types de piliers est observée. Le pilier scellé transmet de plus importantes contraintes à l'implant avec des forces initiales appliquées loin du pilier, l'inverse se produisant s'il s'agit de forces appliquées directement sur le pilier.

Ces différences seront considérées comme minimales et l'on considèrera que la distribution et l'amplitude des contraintes est environ similaire quelque soit le type de pilier et le nombre d'implants. En revanche, le design du pilier UCLA permet un résultat esthétique facilité.

2.3.2. ETUDES IN VIVO UTILISANT UNE CONNEXION RIGIDE

Etudes de Gunne, Astrand, Olsson et al. (1991, 1992, 1995, 1999) [3 ; 33 ; 76 ; 34] et de Lindh et al. (2001) [59].

Différentes études réalisées auprès de patients entre 1991 et 2001 ont été publiées, avec une démarche et des procédures approximativement similaires.

Le but de ces différentes études est l'évaluation intraindividuelle (chez un même patient) des bridges supportés par des implants seuls (type 1) par rapport aux bridges supportés par des implants combinés à des dents naturelles (type 2) sur une période donnée. C'est aussi la comparaison des conséquences biologiques et mécaniques sur ces deux types de prothèses.

Pour ce faire, un certain nombre de paramètres sont enregistrés pendant la période de suivi à intervalles de temps réguliers. L'interprétation de ces résultats permettra d'établir des différences significatives ou non entre les deux groupes et donc d'en déduire les intérêts, les « non-inconvénients » ou les risques d'une prothèse combinée.

2.3.2.1. POPULATION, MATÉRIEL ET MÉTHODES

Dans ces études, la population de patients retenue (23 à 26 patients d'une moyenne d'âge de 60 ans) sera porteuse à la fois d'une prothèse implantaire (deux ou trois implants) et d'une prothèse implanto-dentaire (un voire deux implants connectés à une dent incisive, canine ou prémolaire qui sera l'élément le plus mésial de la prothèse) permettant la comparaison intraindividuelle. En effet, les patients soumis à l'étude sont en classe 1 de Kennedy Applegate, mandibulaire le plus souvent ou maxillaire, une prothèse de chaque type pouvant donc être réalisée. Un implant « dormant » est systématiquement mis en place du côté de la future prothèse combinée, implant qui restera en nourrice sauf en cas d'échec prothétique.

Patient number	Residual teeth	Prostheses	
		Right	Left
1	44...34	47 46 45 44 **	35 36 37
2	43...33	47 46 45 44	33 34 35 36 **
3	43...32	46 45 44	32 33 34 35 **
4	43...34	46 45 44 43**	35 36
5	44...34	47 46 45	34 35 36 37 **
6	44...43	47 46 45 44 43 **	34 35 36
7	42...32	45 44 43 42 **	33 34 35
8	43...33	46 45 44	33 34 35 36 **
9	43...33	46 45 44	33 34 35 36 **
10	43...33	46 45 44 43 **	34 35
11	43...34	45 44	34 35 36 **
12	43...34	46 45 44 43 **	35 36 37
13	42...33	46 45 44 43	33 34 35 36 **
14	43...33	46 45 44 43 **	34 35 36
15	43...33	46 45 44	33 34 35 36 **
16	43...33	45 44 43 **	34 35 36
17	43...33	46 45 44	33 34 35 36 **
18	44...34	47 46 45	34 35 36 37 **
19	44...34	46 45 44 **	35 36 37
20	44...33	47 46 45	33 34 35 36 **
21	43...33	46 45 44	33 34 35 **
22	43...33	45 44 43 **	34 35 36
23	44...33	47 46 45 44 **	34 35 36

*Teeth are referred to according to the following system: 47...41, mandibular right quadrant, where 47 is the mandibular right second molar and 41 is the mandibular right central incisor. 31...37, mandibular left quadrant, where 31 indicates the mandibular left central incisor and 37 indicates the mandibular left second molar. Tooth numbers in boldface indicate implants instead of teeth, and ** denotes combination prostheses (prosthesis Type II).

Tableau 3

Composition des bridges chez les 23 patients (Astrand, 1991) [3]. Les 2 étoiles caractérisent les prothèses combinées.

La connexion implant-dent est établie grâce à un attachement de précision (Mac Collum T-attachement, Cendres et Métaux) rendant la connexion rigide. L'attachement est percé et connecté de façon rigide à la dent du côté buccal grâce à une vis horizontale en or d'1,5 mm de diamètre, ce qui permettra le retrait de la prothèse (par dévissage simple) à certains moments de la période de suivi pour examiner la mobilité éventuelle de la dent et de l'implant.

La procédure chirurgicale de pose des implants est classique, puis une période de quelques mois est respectée avant la mise en place de la suprastructure.

Le suivi va de 2 à 10 ans selon l'étude avec des contrôles et des enregistrements à 2 semaines, 3, 6 mois, 1 an puis tous les ans.

A chaque contrôle, un certain nombre de paramètres sont enregistrés par un examen clinique et radiographique :

- Survie de l'implant : L'implant doit être immobile cliniquement après le retrait de la prothèse, indolore, et la radiographie ne doit pas montrer de radioclarité périimplantaire.
- Stabilité du bridge : Absence de mobilité clinique et de bascule antéro-postérieure ou mésio-distale.
- Mobilité des dents et des implants supports.
- Niveau d'os marginal autour de l'implant : Il se mesure à la radio en utilisant la technique long cône et en ayant pris des points de référence au niveau de l'implant de manière à pouvoir comparer les clichés entre eux et donc déterminer la quantité de perte ou de gain osseux.
- Réaction des tissus muqueux périimplantaires : Accumulation de plaque bactérienne (6 localisations par implant), degré de gingivite (saignement au sondage), profondeur de poche, niveau d'attache (égale à la profondeur de poche + la distance de la jonction couronne-implant au bord de la gencive), et qualité de la gencive (mobile ou attachée).
- Profondeur de poche au niveau dentaire.
- Sensibilité des lèvres et du menton (hypo ou anesthésie d'une partie ou de toute l'aire labio-mentonnaire).
- Complications techniques et biologiques : infections, fractures de piliers ou de vis, perte de la prothèse ou de l'implant, intrusion, descellement...

2.3.2.2. RÉSULTATS

2.3.2.2.1. Etude de Gunne et al.

L'étude de Gunne, Astrand et Olsson a rendu compte de ses résultats à 2, 3, 6 et 10 ans [3 ;33 ;76 ;34].

- A 3 ans, le taux de survie des implants est de 88,4 % sans différence significative entre les deux types de prothèses.

6 bridges sur 46 ont été perdus (soit un taux de réussite de 82,6 % pour la prothèse de type 1, implants seuls et de 91,3 % pour la prothèses de type 2, implants-dents combinés).

La perte d'os marginal est de 0,46 mm la 1^{ère} année et atteint 0,56 mm en moyenne après 2 ans de mise en fonction, la perte étant plus importante pour le type 1 (0,2 contre 0,04 mm).

La profondeur de poche est de 2,5 à 3,2 mm autour des implants et de 2 mm autour des dents sans différence significative entre les implants type 1 ou type 2.

Il existe quelques perturbations sensorielles et peu de complications sont survenues.

- A 10 ans, 2 patients sont décédés et un n'a plus souhaité participer à l'étude ; il reste donc 20 patients sur les 23, dont un chez qui il y a eu une perte d'implant et une paresthésie, les autres étant très satisfaits de leur traitement.

Le taux de survie des implants est de 88 %, on peut même parler ici de taux de succès des implants car on a un recul de 10 ans (les échecs implantaires sont survenus dans les 5 premières années).

La stabilité des bridges est de 80 % pour les prothèses de type 1 et de 85 % pour les prothèses de type 2.

Après un gain d'os entre 2 et 5 ans de 0,1 à 0,4 mm (s'agit-il d'un réel gain d'os ou d'une minéralisation plus importante de l'os autour de l'implant provoquant une haute radioopacité ?), on reporte une perte osseuse de 0,5 mm pour la prothèse de type 1 et de 0,2 à 0,4 mm pour la prothèse de type 2 entre 5 et 10 ans.

En 10 ans, le niveau d'os marginal a donc décroît en moyenne de 0,6 à 0,7 mm pour le type 1 et de 0,5 mm pour le type 2.

Une mobilité pathologique d'un pilier naturel est observée.

Il existe une inflammation des tissus mous autour de 3 implants de type 1 et au niveau d'une dent pilier.

De plus, 5 vis sont perdues (3 type 2 et 2 type 1).

Des signes d'hypoesthésie sont encore présents chez 5 patients.

Length (mm)	No. placed	No. lost		% lost
		FPD type I*	FPD type II	
7	37	3	—	11
10	29	2	2	14
13	3	—	—	—
Total	69	6	2	12

Tableau 4

Implants placés et fréquence d'échec dans les 2 types de prothèses.

Interval (y)	No. of implants at beginning of interval	No. of failed implants	No. of withdrawn implants	Success rate within interval (%)	Cumulative success rate (%)
Before loading	69	1	—	98.6	98.6
0-1	68	4	—	94.1	92.3
1-2	64	3	—	95.3	88.4
2-3	61	—	3	100	88.4
3-4	58	—	—	100	88.4
4-5	58	—	—	100	88.4
5-6	58	—	6	100	88.4
6-7	52	—	—	100	88.4
7-8	52	—	—	100	88.4
8-9	52	—	—	100	88.4
9-10	52	—	—	100	88.4

Tableau 5

Taux de succès des implants de 1 à 10 ans.

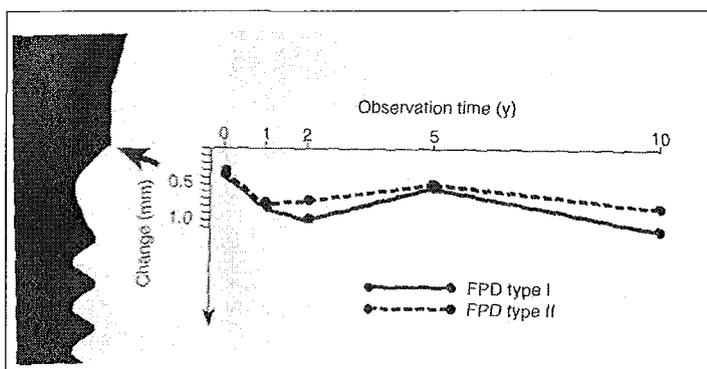


Figure 47

Point de référence utilisé pour les mesures de changement de niveau osseux marginal sur 10 ans pour les 2 types de prothèses.

2.3.2.2.2. Etude de Lindh et al., 2001 [59]

Cette étude est réalisée sur 2 ans.

La perte d'os marginal est d'environ 1,2 mm entre 0 et 12 mois et de 0,1 mm la 2^{ème} année sans différence significative entre les deux designs prothétiques.

La densité osseuse est également analysée avec de grosses variations selon les patients, mais peu de différence intraindividuelle si ce n'est que les sites implantaire postérieurs ont une plus faible résistance de coupe par rapport aux sites implantaire plus antérieurs (pour les prothèses implantaire pures).

Une canine fut victime d'une surcharge, corrigée occlusalement, une dent s'est fracturée et aucun signe d'intrusion n'a été relevé.

La hauteur de la muqueuse périimplantaire a été mesurée sans prouver de différence significative, de même pour l'indice de plaque et le saignement au sondage.

Il existe des complications avec des fractures de vis sur trois implants et des fistules chez deux patients.

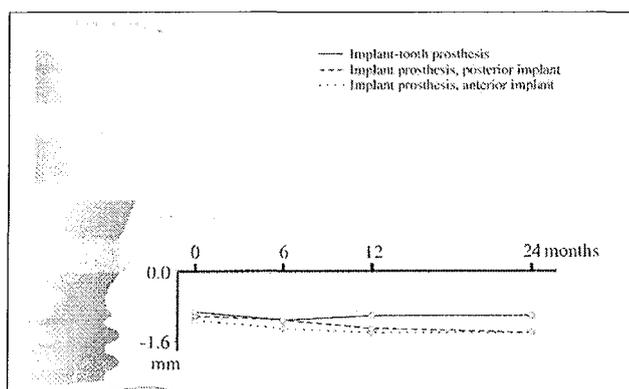


Figure 48

Niveau d'os marginal.

2.3.2.3. INTERPRÉTATION

Dans l'étude qui a permis de revoir les patients après 10 années de mise en fonction, on peut parler de taux de succès des implants et non plus seulement de survie. Ce taux est important mais ne permet pas d'opter en faveur de l'un ou l'autre type de bridge. Il est nécessaire que le test de mobilité de l'implant soit effectué quand la suprastructure prothétique est enlevée ; dans le cas contraire, la différence entre taux de survie des implants et stabilité du bridge est minime.

Bien que la perte osseuse périimplantaire ne soit pas significativement différente selon les designs prothétiques, elle est plus faible en cas de connexion implant-dent signifiant que ce type de construction peut être plus favorable, d'autant que les complications mécaniques sont peu présentes mise à part le dévissage des vis.

Dans l'étude de Lindh [59], le but de l'investigation était de connaître la réponse à court-terme de l'os périimplantaire face aux charges fonctionnelles exercées sur les implants dans les deux situations et aussi de connaître les conséquences biologiques et mécaniques au niveau des piliers dentaires connectés.

Aucun désavantage n'a été relevé, le taux d'échec est sensiblement similaire. La réponse osseuse est plus favorable pour les prothèses combinées, il existe donc une corrélation entre le modèle de la prothèse et la perte osseuse marginale.

2.3.2.4. CONCLUSION

Ces résultats montrent qu'il n'y a pas d'influence négative à associer dents et implants au sein d'une même prothèse fixe à connexion rigide ; ce type de prothèse est une option favorable chez les patients édentés postérieurs, dans certaines situations cliniques notamment quand seulement un implant peut être placé en postérieur, et d'un point de vue bénéfice/coût .

2.3.3. INFLUENCE DU TYPE DE CONNEXION IMPLANT-DENT DANS LE DEVENIR DES PROTHESES

Etude de Nishimura, Ochiai, Caputo et al. (1999) [74].

Etudes de Hosny, Duyck et al. (2000) [39] et de Cavicchia et Bravi (1994) [15].

Etude de Naert, Duyck, Hosny, van Steenberghe (2001) [73].

La connexion implant-dent comme support d'une prothèse fixe, de part la différence de mobilité entre les deux systèmes fut associé à un certain nombre de problèmes tels que intrusion des piliers dentaires, fracture de ces mêmes piliers, fracture des composants implantaires. Rangert et al. (1997) décrivent que si un implant est connecté à une dent, cette dernière agit comme un cantilever provoquant une charge croissante sur l'implant donc une possible perte osseuse et perte d'ostéointégration à long terme. D'autres auteurs affirment qu'une connexion non rigide entre dents et implants limite les forces de cantilever et les charges axiales directes sur l'implant.

2.3.3.1. ETUDE DE NISHIMURA ET AL., 1999 [74]

Il s'agit d'une analyse photoélastique des contraintes observées lors de la transmission des charges dents-implants supports de restaurations mixtes. Le but est de comparer les différences existantes au niveau des stress transmis, selon qu'il n'existe aucune connexion dent-implant, ou qu'il existe une connexion semi-rigide (non-rigide) ou rigide entre les segments prothétiques dentaire et implantaire.

De plus, l'étude examine les variations existantes en fonction du support implantaire (un ou deux implants supports concernés).

Il est envisagé qu'il existe des différences de transfert de charges selon le profil du connecteur et le type de support implantaire.

2.3.3.1.1. Matériel et méthodes

Cette étude in vitro utilise un modèle photoélastique de mandibule gauche fabriquée avec une prémolaire et 2 implants distaux correspondant aux positions des 1^{ère} et 2^{ème} molaires (implant A et implant B), chaque élément étant espacé de 9 mm.

Plusieurs types de restaurations sont fabriquées incorporant trois types de connexion entre A et la dent :

- Absence de connexion, il existe un simple contact proximal.
- Connexion non rigide utilisant un « precision dowel attachement » (Coltène – Whaledent, Mahwah N.J) soit un attachement de semi-précision.
- Connexion rigide.

Selon les cas, les deux implants (restauration Dent-A-B) ou un seul implant distal (restauration Dent-intermédiaire-B) sont utilisés comme support de la prothèse.

Les charges sont appliquées en plusieurs points : sur la dent (point T), entre la dent et A, sur A, entre A et B, sur B, et en distal de B (points allant de 1 à 5).

2.3.3.1.2. Résultats

2.3.3.1.2.1. Indépendance des segments implantaire et dentaire

Dans les cas où A et B sont concernés, une charge appliquée en T transfère peu de stress à l'apex de A (de l'ordre de 1 frange), encore moins à l'apex de B. une charge appliquée au niveau des implants produit de très minimes contraintes à l'apex de la dent.

Une charge appliquée sur un pilier dentaire ou implantaire produit le plus de stress à l'apex de ce dernier.

La plus haute contrainte est observée au niveau de B dans le cas d'une charge au point 5 (distal de B). B subit alors une intrusion et une flexion distale.

Quand seulement l'implant B est concerné, le traitement n'est pas acceptable, donc aucune évaluation n'a été réalisée.

2.3.3.1.2.2.

Connexion non rigide avec un « PD attachement »

Dans les cas de deux implants, une charge en T représente un stress de 3 fringes à l'apex de la dent alors que les mêmes phénomènes sont observés en A et B par rapport à une absence de connexion. Une charge sur les points 1 ou 2 entraînent des contraintes en A, moins en B ; une charge sur 4 ou 5 provoquent deux fois plus de stress à l'apex et en distal de B, stress plus faible en distal de A.

La transmission des charges des implants vers la dent ne s'opère pas convenablement avec ce type d'attachement.

Dans les cas d'un implant, une charge sur T produit un stress apical à l'apex de la dent de 2 fringes et 1 frange sur B (soit deux fois les contraintes observées dans les cas de deux implants). Plus la charge est postérieure, plus le stress apical diminue au niveau de la dent pour augmenter autour de B.

Si la force est appliquée en 1 en distal du connecteur, la transmission des charges à B est augmentée par rapport à une force sur T.

Le plus haut stress s'observe sur B quand la force est en 4 ou 5, alors que la dent ne subit qu'un petit moment de flexion distale.

2.3.3.1.2.3.

Connexion rigide

Dans les cas de deux implants, une charge en T provoque une même intensité sur la dent et A ; une charge en 1 ou 2 diminue le stress dentaire proportionnellement à l'augmentation du stress implantaire. ; une charge en 3, 4 ou 5 ne transfère qu'une très faible partie des contraintes à la dent ; en 4, le stress apical augmente en B pour diminuer en A.

Le plus haut stress observé est à l'apex et en distal de B avec une charge appliquée en 5.

Dans les cas d'un implant, une charge sur T provoque une concentration du stress à l'apex de la dent, plus faible qu'avec l'attachement PD, et un faibles stress en B. Plus la charge est postérieure, plus le stress en B augmente.

2.3.3.1.3.

Interprétation et discussion

La nature de la distribution des forces appliquées reflète le manque de support observé lors de l'utilisation d'un seul implant ; les stress sur la dent et B tendent à être plus importants que dans les cas de deux implants.

Cependant, il existe des différences de transfert de charges entre connexion rigide et non rigide dans les cas où 2 implants sont support avec des charges appliquées aux points 4 et 5.

L'utilisation de multiples implants dans les restaurations mixtes aide à la distribution des forces appliquées.

La position et le nombre d'implants utilisés comme support peut réduire l'importance portée au type de connecteur ou au pilier naturel.

La connexion dent-implant n'est pas forcément recommandée d'après les résultats observés dans cette étude. Cependant, dans les situations d'unités implantaire en faible nombre ou si une

restauration nécessite un support mixte, la connexion sera appréciée.

Les connexions rigides nécessitent des méthodes utilisant des soudures, des vis d'assise ou des coiffes, alors que les non rigides présentent les avantages d'une prothèse démontable et remontable et une limitation des forces de cantilever.

Sous charges verticales, l'attachement PD permet une diminution du transfert des stress de la dent vers A et B en diminuant les forces de cantilever ; les cas un implant – une dent ont également des stress inférieurs à ceux observés avec une connexion rigide. En revanche, cliniquement ce type d'attachement peut provoquer l'intrusion du pilier dentaire et d'autres complications menant à une augmentation des forces de cantilever vers l'implant et l'os. Cette situation serait exacerbée par un alignement incertain des faces occlusales.

Le transfert des charges à l'os support dépend du nombre d'unités implantaire et varie avec la position et l'application de la charge. La plus petite différence entre les cas un et deux implants est observée avec une charge appliquée en distal de B. cependant, si un seul implant est support et situé à 13 mm de la dent, en distal, il peut constituer un support adéquate pour un bridge trois éléments avec un intermédiaire et une connexion rigide.

Les complications éventuelles nécessitent de considérer la séparation possible des segments dentaire et implantaire de la prothèse mixte. Malgré des stress plus faibles avec l'attachement de semi-précision, il n'existe pas de différence extrême avec un attachement rigide.

Un connecteur rigide entre la dent et le pontic distribue à la fois la charge à la dent et l'implant. Mais en dépit de ces conditions biomécaniques favorables, la décision d'un attachement rigide doit être basée sur les exigences cliniques.

2.3.3.1.4. Conclusion

- Plus les forces appliquées sont loin des piliers, moins il existe de stress apical au niveau de ces piliers.
- Le plus faible stress transféré de la dent vers l'implant est obtenu avec un attachement PD non rigide.
- Les plus hauts stress apicaux sont observés en B avec des charges appliquées en distal, qu'il s'agisse des cas avec un ou deux implants.
- L'utilisation d'un connecteur rigide dans les cas d'un implant ne cause qu'une très légère augmentation de stress par rapport à un connecteur non rigide ; de plus importantes différences sont observées s'il s'agit des cas à deux implants.

Ainsi, les stress observés dans les différentes situations présentées montrent une distribution adéquate des contraintes quelque soit la connexion rigide ou non rigide, présumant une santé parodontale de la dent support. Les recommandations spécifiques quant à l'utilisation de l'une ou l'autre reposent sur des critères cliniques.

2.3.3.2. ETUDE DE HOSNY ET AL., 2000 [39]

Dans cette étude, on compare le comportement des implants Bränemark connectés ou non à des dents. L'influence du nombre de dents et d'implants connectés, le nombre de connexions et le type de connexion sur la stabilité de l'os marginal sont analysés.

2.3.3.2.1. Matériel et méthodes

Sur 18 patients sollicités d'une moyenne d'âge de 50 ans, chacun sera porteur d'une prothèse sur implants (groupe contrôle : 48 implants pour 18 prothèses fixes) et d'une prothèse combinée (groupe test : 30 implants connectés à 30 dents) au maxillaire ou à la mandibule. Le suivi des patients est en moyenne de 6,5 ans à partir de la mise en charge et se fait à 3, 6, 12 mois puis chaque année.

Les prothèses sont vissées et scellées provisoirement ou définitivement ne permettant réellement pas un retrait de la prothèse lors des contrôles.

7 implants ont une connexion non rigide, 11 implants ont une connexion rigide et le reste utilise 2 ou plus de 2 connecteurs rigides. Une connexion non rigide relie dent et implant dans un plan horizontal mais laisse une liberté de mouvement dans le sens vertical, alors qu'une connexion rigide ne permet aucun degré de liberté.

Patient	Sequence of implants, teeth, and pontics in the arch*	Type of connection	Connector mode	Connector type
1	23t-24i-25i	One connector	Rigid	C&M screw (Cendres et Metaux)
2	23t-24p-25i	Single implant connected to single tooth	Rigid	1 piece cemented on teeth (customized design)
3	24t-25p-26i	Single implant connected to single tooth	Nonrigid	Ney slot (Ney)
4	24i-25t-26i-27i	Multiple connectors	Multiple	1 piece cemented on teeth
5	16p-15i-14t	Single implant connected to single tooth	Rigid	1 piece cemented on teeth
6	11t-21t-22t-23t-24p-25i-26p-27i	One connector	Nonrigid	Ney slot
7	16i-15p-14t	Single implant connected to single tooth	Rigid	1 piece cemented on teeth
8	48t-47p-46i-45p-44p-43t	Multiple connectors	Multiple	1 piece cemented on teeth
9	23t-24t-25i-26i	One connector	Nonrigid	Ney slot
10	47p-46i-45i-44t	One connector	Nonrigid	Ney slot
11	16i-15i-14p-13i-12i	Multiple connectors	Multiple	1 piece cemented on teeth
12	11i-21t-22t-23t-24i-25p	One connector	Rigid	1 piece cemented on teeth
13	23i-24t-25t-26i	Multiple connectors	Multiple	1 piece cemented on teeth
14	34t-35i-36p-37p-38t	Multiple connectors	Multiple	1 piece cemented on coping
15	47i-46i-45i-44t	One connector	Rigid	C&M screw
16	15p-14i-13t-12p-11i-21t	Multiple connectors	Multiple	1 piece cemented on coping
17	21t-22p-23t-24i	One connector	Rigid	1 piece cemented on teeth
18	44i-43p-42t	Single implant connected to single tooth	Rigid	1 piece cemented on teeth

Tableau 6

Distribution et séquence des implants, dents et pontics dans les prothèses combinées.

Patient	Sequence of implants and pontics in the arch*
1	12i-13i-14i
2	13i-14i
3	14i-15i
4	14i-15i-16i
5	24i-25i
6	13i-14i-15i-16i
7	21p-22i-23i-24i
8	41i-31i
9	16p-15i-14i-13i-12i
10	34i-35p-36i
11	23i-24i-25i-26p
12	15p-14i-13i-12i
13	15i-14i
14	46i-45i-44i
15	34i-35i-36i
16	24i-25i
17	15i-14i-13i
18	33i-34i

Tableau 7
Distribution et séquence des implants dans les prothèses implantaires.

	Connected group	Freestanding group
Implant length (mm)		
7	5	5
8.5	3	3
10	7	13
11.5	1	—
13	3	20
15	11	6
18	—	1
Thread profile		
Standard	15	20
Self-tapping	12	25
Mark II (Nobel Biocare)	3	3
Abutment type		
Standard	17	29
Angulated 17 degrees	1	2
Angulated 30 degrees	—	2
EsthetiCone (Nobel Biocare)	12	15
Abutment length (mm)		
1	6	15
2	4	5
3	11	13
4	5	7
5.5	4	6
7	—	2

Tableau 8
Distribution des implants dans les 2 groupes.

2.3.3.2.2. Résultats

4 patients n'ont pu être suivi que sur 1,5 an.

Les figures suivantes montrent le niveau osseux marginal pour le groupe contrôle et le groupe test et au sein du groupe test selon les trois types de connexion.

Il n'y pas de différence significative entre les deux groupes jusqu'à 6 mois et même après : 2,2 mm/an pour les 6 premiers mois et 0,015 mm/an en moyenne par la suite (la perte osseuse est moins importante cependant dans le groupe test).

Il n'y pas de différence significative non plus entre les trois types de connexion : 2,3 mm/an pour les 6 premiers mois puis 0,015 mm/an en moyenne par la suite.

Aucun échec implantaire, mécanique des composants implantaires ou de la suprastructure n'est décelé ; aucune complication prothétique et intrusion dentaire non plus. Seule une lésion apicale d'un pilier dentaire est diagnostiquée dans les 6 premiers mois.

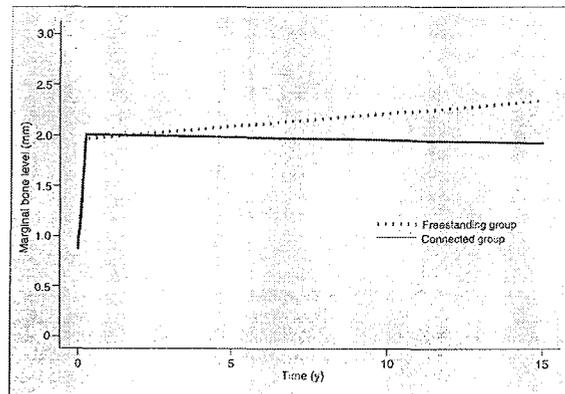


Figure 49
Evolution du niveau osseux marginal en fonction du temps pour les 2 groupes.

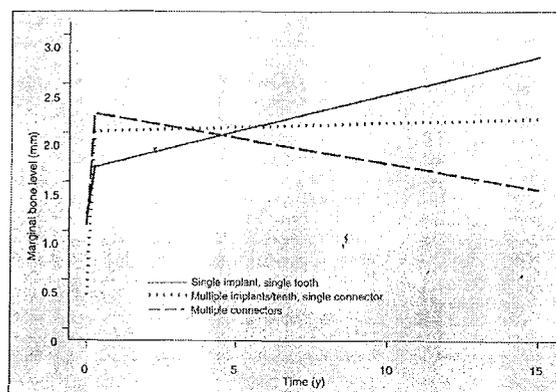


Figure 50
Evolution du niveau osseux marginal en fonction du temps pour les 3 types de connexion.

2.3.3.2.3. Interprétation

Malgré le faible échantillon de patients, l'étude reste représentative et valable puisque les deux types de prothèses sont présents dans la bouche de chaque patient, permettant en plus une comparaison intraindividuelle.

Sur 14 ans d'observation, on ne constate aucune différence significative dans la perte osseuse ou implantaire en fonction des designs prothétiques.

Le moyen de connexion quel qu'il soit n'a aucune influence négative sur les implants et l'os marginal, et leurs effets sur le niveau osseux ne diffèrent pas significativement, bien que l'on enregistre un gain d'os d'environ 0,7 mm dans le cas d'attachements multiples, gain qui n'existe pas chez les deux autres.

Une perte osseuse croissante sous-entendrait une surcharge implantaire ce qui n'est pas le cas ici. Le taux de succès cumulatif des implants est de 93,8 % en commençant à la mise en place des implants (dans l'étude de Gunne et al., le taux est de 88 %).

2.3.3.2.4. Conclusion

Avec un recul de 14 ans, on peut conclure que le type et le nombre de connecteurs utilisés dans cette étude n'ont pas d'effets délétères sur le niveau osseux (rigide simple, rigides multiples ou non rigide).

2.3.3.3. ETUDE DE CAVICCHIA ET BRAVI, 1994 [15]

Le but de cette étude est de comparer les effets et complications survenus suite à la pose de prothèses implantaires pour le groupe A et de prothèses implanto-dentaires pour le groupe B, la particularité ici étant l'utilisation d'implants IMZ dotés d'un élément résilient rupteur de force (dans l'implant ou au niveau du pilier) ou d'implants IMZ sans élément résilient.

La connexion dent-implant sera rigide ou non-rigide, mais on peut considérer que la présence d'un élément élastique dans ou sur l'implant modifie les effets des connexions observés avec des implants classiques (Brånemark) comme précédemment.

L'implant type IMZ (1978) fut spécialement conçu pour le traitement des édentés partiels et en connexion avec les dents naturelles.

Il est pourvu d'un élément résilient en polyoxyméthylène qui agit comme rupteur de force entre la prothèse et l'implant.

Il en existe deux types :

- IME (intramobile element) utilisé en association avec une bague en titane (TIE) ; la vis de pilier est sur l'IME permettant l'absorption des charges verticales et latérales.
- IMC (intramobile connector) en titane, pourvu d'un disque en polyoxyméthylène placé entre le pilier et la prothèse, et d'une fine vis de rétention flexible. Le disque amortit les charges verticales pendant que la vis agit comme absorbeur de contraintes pour les charges latérales.

Leur utilisation réduit le total des forces transférées à l'os, notamment dans le cas de forces intenses, distribuant les contraintes sur une plus longue période et à plus faible niveau.

Ils semblent particulièrement utiles dans les restaurations ayant une connexion rigide entre dents et implants réduisant ainsi l'effet cantilever de la dent sur l'implant (van Rossen et al., 1990 [104], Babbush et al., 1990).

Des implants IMZ sans élément résilient sont également disponibles.

2.3.3.3.1. Matériel et méthodes

Le groupe A comprend 27 patients porteurs de 31 prothèses implantaires après 6 mois de mise en nourrice. 75 implants sont présents et 8 pontics (9,5 % de pontics).

Le groupe B comprend 27 patients porteurs de 30 prothèses combinées. 45 implants, 46 dents et 22 pontics sont présents (19,5 % de pontics).

Le suivi s'échelonne sur 37 mois (moyenne de 18 mois) pour A et sur 50 mois (moyenne de 23 mois) pour B.

Tous les patients sont traités avec les implants IMZ conventionnels (sauf pour un cas), et les groupes sont analysés en fonction des supports implantaires et dentaires, des pontics, du diamètre, de la position et de la longueur des implants, de la présence ou non d'un cantilever, du type de piliers, du matériau prothétique, de la denture opposée, du design prothétique, et pour le groupe B se rajoutera le type de connexion.

Les complications prothétiques incluent les pertes ou fractures de vis de fixation ou de pilier, les fractures de céramique et les migrations des dents support, problèmes résolus par correction occlusale, par changement du type de pilier, par fractionnement de la prothèse en plusieurs segments ou en convertissant les prothèses libres en prothèses combinées.

2.3.3.3.2. Résultats et interprétation

- Eléments support et pontics :

Dans 26,6 % des prothèses de B, au moins une dent jointe à un implant montre une mobilité en hausse de part la réduction de son support parodontal au temps de mise en place de la prothèse. Cette mobilité se stabilise grâce à la connexion avec les implants.

- Diamètre et longueur des implants :

Les diamètres de 3,3 mm ont une plus faible résistance à la fracture et représentent 50,6 % de A et 33,3 % de B.

La longueur n'a pas d'influence .

- Cantilevers :

Leur présence est limitée (6,4 % de A et 10 % de B, mésial ou distal) de part le transfert de charges importantes aux piliers.

- Piliers prothétiques :

Les piliers « non résilients » sont en titane (IME ou IMC en titane, pilier UCLA) et sont présents pour 11 restaurations de A et 3 de B.

Les piliers dit « résilients » (IME, IMC ou les 2) ont une plus faible résistance mécanique et soumis à plus de fractures en fonction, l'IMC étant cependant plus résistant à la fracture que l'IME pour de petits diamètres implantaires ; ils sont présents pour 20 restaurations de A et 27 de B.

- Matériau occlusal et denture opposée :

Le type de matériau influence la quantité de charges occlusales appliquées sur les piliers : un matériau résilient (résine) absorbe en partie les chocs avant de les transmettre à l'implant et à l'os, il est utilisé provisoirement à court terme voire à long terme exceptionnellement ; l'or ou

la céramique (non résilients) représentent 80 % des prothèses de B et 61,3 % des prothèses de A.

Il existe une prothèse amovible chez 2 patients de B et 1 de A, influençant aussi le total des charges.

- Position relative des implants et design prothétique :

Les implants sont placés dans le groupe A en position distale (74,2 % classe 1 de Kennedy) ou en position intermédiaire (25,8 % classe 3 de Kennedy) ; dans le groupe B, les implants sont en distal (40 %), en mésial (c'est-à-dire en distal de la dent la plus distale 23,3 %) ou en intermédiaire entre 2 dents (36,7 %).

Les restaurations télescopiques ont été fréquemment utilisées permettant une facilité de contrôle de l'ajustage, une meilleure anatomie occlusale, un meilleur design et constituant une bonne méthode de connexion rigide entre implants et dents (64,5 % de A et 53,4 % de B). Les autres types de connexion seront non-rigides (attachement de ½ précision :16,7 % de B, attachement de précision 20 %) ou rigides (attachement de précision avec vis de rétention 3,3 %, et coiffes télescopiques).

- Complications prothétiques :

Les complications mécaniques représentent 32,25 % dans le groupe A et 6,65 % dans le groupe B (soit 10 et 2 restaurations). Chez 2 patients du groupe B, on observe des intrusions dentaires soit un pourcentage total de complications pour B de 13,3 %.

Prosthetic complication	Group A Free-standing		Group B Tooth-connected	
	No.	%	No.	%
Implant components	10	32.25	2	6.65
Tooth movement	-	-	2	6.65
Total	10	32.25	4	13.30

Tableau 9

Complications prothétiques dans les 2 groupes.

Le haut pourcentage de complications du groupe A comparé au groupe B peut s'avérer surprenant étant donné qu'il existe dans ce premier groupe moins de pontics, moins de piliers résilients (donc fragiles), et moins d'occlusions céramique ou or. Cependant, il peut être dû au plus grand nombre d'implants de petit diamètre et à la fréquence plus élevée d'implants en position distale.

On ne retiendra pas de corrélation pourtant entre fréquence des complications et type de matériau occlusal, présence de cantilevers, design prothétique et relative position des implants.

En revanche, une corrélation est établie en fonction du type de pilier : des complications existent dans 45 % des prothèses de A utilisant des piliers résilients contre 20 % de A sans aucun composant résilient. Le phénomène inverse se produit pour les prothèses du groupe B : les problèmes sont plus fréquents en présence de piliers non résilients (33,3 % contre 11,1 %) mais nous prendrons en compte qu'il y a de toute façon peu de prothèses sans composant résilient dans

ce dernier groupe.

Type of abutment	Group A Free-standing				Group B Tooth-connected				Total	
	No. of restorations	Restorations with complications		No. of restorations	Restorations with complications		Tooth migration			
		Implant components			Implant components					
	No.	%	No.	%	No.	%	No.	%		
Resilient IME/IMC	20	9	45	27	1	3.7	2	7.4	3	11.1
Nonresilient Titan/UCLA	5	1	20	3	1	33.3	-	-	1	33.3
Post	6	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Total	11	1	9.1	-	-	-	-	-	-	-

Tableau 10
Complications prothétiques en fonction du pilier implantaire utilisé.

L'utilisation d'un matériau résilient paraît donc sécurisante dans le groupe B et incertaine dans le groupe A.

Il est impossible de déterminer précisément pourquoi il existe plus de ruptures de l'IME dans le groupe A (la moitié) que dans le groupe B (1/23).

	No. of restorations with IME	No. of restorations IME breakage	Incidence of IME breakage
Group A Free-standing	16	8	50.0%
Group B Tooth-connected	23	1	4.3%

Tableau 11
Rupture des piliers dans les restaurations avec IME.

Une autre relation est faite au sein du groupe A en fonction de la présence ou non de pontics : 57 % de complications si des pontics sont présents contre 25 %, relation beaucoup moins évidente dans le 2^{ème} groupe.

Dans le groupe B, on peut associer le type de connexion avec la survenue de problèmes : les connexions non rigides sont à l'origine de 36,3 % de complications (surtout avec les attachement de précision), alors qu'il n'y a aucun souci avec les connexions rigides.

Type of connection		Number of restorations	Number of complications	Percent of complications
<i>Non-rigid</i>	Semi-precision	5	1	20
	Precision	6	3	50
	Total	11	4	36.3
<i>Rigid</i>	Screwed	1	0	--
	Cemented	18	0	--
	Total	19	0	--

Tableau 12
Complications prothétiques dans le groupe B selon le type de connexion.

2.3.3.3.3. Discussion

Beaucoup de cliniciens ont incorporé dans leurs prothèses un élément « rupteur de stress » au moyen d'un attachement non rigide entre dents et implants. Cette approche est inadéquate car il n'existera pas une bonne distribution des charges entre les différents composants et se produira parfois une migration des dents naturelles.

La connexion dents-implants devrait être rigide au moyen d'un attachement de précision ou de coiffes télescopiques.

En effet, avec des connexions non rigides, type attachement de ½ précision, ce dernier n'étant pas assez stable, la charge n'est pas bien partagée entre les différents piliers, c'est d'ailleurs avec cet attachement que l'IME s'est fracturé dans le groupe B.

L'attachement de précision n'est pas assez rigide (sauf s'il est pourvu d'une vis de retenue) et pas assez stable non plus, c'est ce type de connexion qui a provoqué une migration dentaire verticale ici.

Une solution certaine est l'utilisation d'un élément intramobile qui permet une réduction des stress autour des implants, surtout quand ceux-ci sont connectés aux dents ; il permet une connexion rigide.

Deux explications sont envisageables :

Kay (1993) [47] suggère que la connexion dent-implant peut être cliniquement utile et bénéfique à long terme. Effectivement, il survient plus de complications quand les prothèses sont purement implantaire par rapport aux mixtes, cela due éventuellement à une proprioception implantaire faible. Les prothèses implantaires seraient plus fréquemment sujettes à la surcharge à cause de cette diminution de perception de la force appliquée, tandis que dans les prothèses mixtes, les implants gagneraient en discernement par la présence des dents.

De plus, cette connexion pourrait avoir la faculté de compenser le faible ajustement des restaurations seulement implantaires. En effet, le stress causé par l'insuffisance de précision de la prothèse se concentre sur l'IME ou la vis de fixation (quand il n'y a pas de matériau résilient) qui casse .

2.3.3.3.4. Conclusion

Dans cette expérience, les prothèses télescopiques scellées sur dents et implants avec un élément intramobile ont révélé être l'option la plus acceptable pour les réhabilitations postérieures fixes supportées par des implants IMZ, la céramique étant le matériau de choix et une connexion stable aux dents avec des piliers résilients conseillée.

Ces implants furent beaucoup critiqués à cause de la fréquente fracture de l'IME.

L'utilisation de piliers résilients n'est pas indiquée pour les prothèses implantaires pures mais le taux de succès qu'elle obtient en connexion avec les dents pour les restaurations postérieures est supérieur à d'autres systèmes utilisés.

2.3.3.4. ETUDE DE NAERT ET AL., 2001 [73]

Le but de cette étude est de comparer le devenir à long terme de deux options thérapeutiques : prothèse partielle fixe sur implants uniquement (PIP) ou mixte dents/implants (PM), par une évaluation clinique et radiographique sur 15 ans.

2.3.3.4.1. Matériel et méthodes

Sur 133 patients traités entre 1983 et 1998 à l'aide de prothèses mixtes, 123 patients qui présentaient des dossiers de suivis entièrement renseignés ont été retenus. Un groupe témoin a été sélectionné par randomisation de telle façon que l'on retrouve 123 prothèses implanto-portées. Des implants Bränemark sont utilisés.

Dans 80 % des cas, une prothèse provisoire est mise en place pendant 4 à 5 mois. Les prothèses sont toutes vissées sur les implants et scellées sur les dents, de façon provisoire pour 46 et définitive pour 94 d'entre elles.

La décision d'utiliser une connexion rigide ou semi-rigide est prise par un seul praticien.

	Groupe test (mixte)	Groupe témoin (Implants seuls)
Mode de sélection	Sur dossier (133)	Randomisation
Éliminés	10	x
Retenus	123	123
Femmes	67	75
Nombre d'implants	339	329
Nombre de dents	313	0
Fumeurs	90	95
Prothèses maxillaires	105 (75 %)	67 (54,5 %)

Tableau 13
Caractéristiques des 2 groupes.

Connector type	Number of prostheses	Connector type
Ney [®] -slot* (parallel sided)	34	NR
C&M [®] screw**	14	R
I.M.Z.-T [®] block***	3	R
Combi-snap [®] ***	2	R
Screw-retained base/mantle coping****	1	R
Cemented base/mantle coping*****	3	R
Cemented without base/mantle coping*****	26	R
Combinations	57	NR and/or R

* Ney Incorporation, U.S.A
** Cendres & Metaux, Bienne, Switzerland
*** Friedrichsfeld, Mannheim, Germany
**** Cendres & Metaux, Bienne, Switzerland + customized
***** Customized design
NR=non-rigid
R=rigid

Tableau 14

Description des types de connecteurs dans le groupe test.

L'évaluation débute à partir de la mise en charge des implants le jour de la pose de la prothèse, puis à 3, 6 et 12 mois et ensuite tous les ans.

Chaque implant est évalué individuellement à chaque contrôle pour la mobilité, la perte osseuse radiologique et les signes et symptômes d'infection et de douleurs. Les autres complications possibles sont enregistrées : fracture de vis, d'attachement, d'armature, de dent, descellement, lésion apicale, ingression. Une analyse statistique est utilisée pour évaluer une différence entre les taux de succès des groupes.

2.3.3.4.2. Résultats et interprétation

2.3.3.4.2.1. **Evaluation clinique**

Les taux de succès cumulatifs (CSR) à 13 ans sont de 94,9 % pour le groupe test et de 98,4 % pour le groupe témoin sans différence significative entre les deux groupes, ce qui montre l'intérêt d'une option mixte pour le traitement des patients partiellement édentés.

Les différences sont surtout observées sur le nombre de complications prothétiques et dentaires observées dans le groupe test. En effet, les dents connectées à la prothèse dans ce groupe présentent des intrusions dans 6 % des cas, des lésions périapicales dans 3,5 %, des descellements dans 8 % et sont extraites dans 1,8 % des cas.

Bien que les taux de succès des implants ne soient pas très différents, les complications prothétiques et dentaires sont plus nombreuses avec les bridges mixtes.

Ceci doit nous inciter à éviter les connexions dents/implants.

Les intrusions dentaires sont moins fréquentes avec des connexions rigides.

Sequence of implants/teeth/pontics in the arch and the connector location	Tooth number of intruded teeth	Detection of intrusion
{16} n {15} {14} {13} {12} {11} {21} {22} {23} {24} {25} {26} n {27}	16, 27	12 years
{15} {14} {13} {12} r {11} n {21} r {22} {23} {24} {25}	11	4 years
{34} n {35} {36}	34	6 years
{15} {14} n {13} {12} {11} n {21} {22} n {23} {24} {25} {26}	13, 12, 11, 21, 22	5 years
{16} n {15} {14} {13} {12} {11}	16	4 years
{22} {23} {24} n {25}	22, 23	3 years
{16} {15} {14} {13} {12} {11} r {21} {22} r {23} {24} {25} {26} r {27}	21, 22	8 years
{16} n {15} {14} {13} {12} {11} {21} {22} {23} {24} {25}	16	10 years
{16} {15} {14} {13} n {12} {11} {21} {22} n {23} {24} {25} {26}	16, 13, 23, 26	1 year

Tableau 15

Description des séquences d'implants, de dents, de pontics, de type de connecteur, de la dent intrusée et du temps à partir duquel l'intrusion est détectée.

	Groupe test	Groupe témoin
CSR à 13 ans	94,9 %	98,4 %
Échecs d'implants	10 (6 mob., 4 frac.)	1
Frac. de vis de pilier	3	2
Lésions apicales	11 dents (3,5 %)	-
Extraction	5 dents (1,8 %)	-
Descellement	25 dents (8 %), 14 patients (11,4 %)	-
Intrusion de dent	19 dents (6 %), 9 patients (7,3 %)	-
Fracture armature	3	-

Tableau 16

CSR et complications des 2 groupes.

2.3.3.4.2.2.

Evaluation radiographique

Lorsque l'on compare le niveau osseux marginal autour des implants dans les deux groupes, on constate plus de perte osseuse (0,7 mm) autour des implants reliés aux dents qu'autour des implants non reliés aux dents. (Les radiographies sont prises le jour de la connexion du pilier, puis à 3, 6, 12, 24, et 36 mois et ensuite tous les 3 ans. Le niveau de référence est enregistré en mésial et en distal le jour de la connexion du pilier).

Sur les 6 premiers mois, l'évolution des niveaux osseux est similaire dans tous les groupes. En revanche, des différences sont observées sur les valeurs moyennes de pertes osseuses annuelles après 6 mois. Le groupe de prothèses non reliées aux dents présente une valeur de perte osseuse annuelle de 0,02 mm, le groupe liaison non rigide de 0,04 mm, le groupe liaison rigide de 0,09 mm et le groupe de connexions multiples de 0,08 mm. Si l'on considère tous les implants reliés comme un groupe, la valeur moyenne de perte osseuse est de 0,07 mm par an. La perte osseuse est donc plus importante autour des implants dont la prothèse est reliée aux dents voisines et ceci surtout pour les liaisons rigides ou multiples.

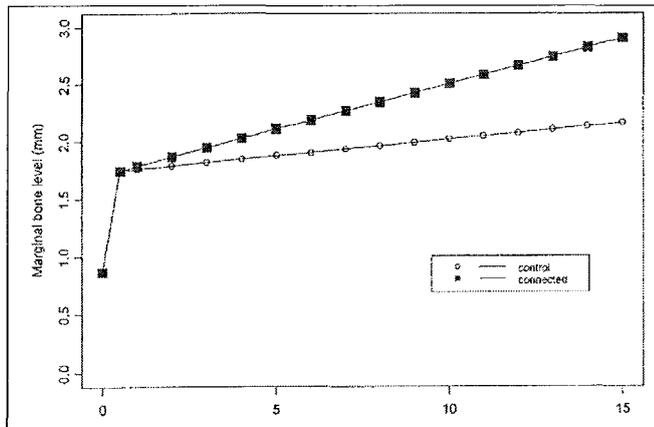


Figure 51
Evolution du niveau osseux dans le groupe test et dans le groupe témoin (contrôle).

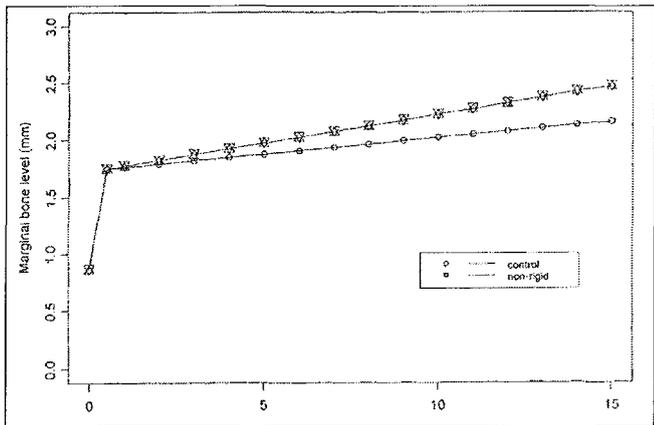


Figure 52
Evolution du niveau osseux dans le groupe test connexion non rigide et dans le groupe témoin.

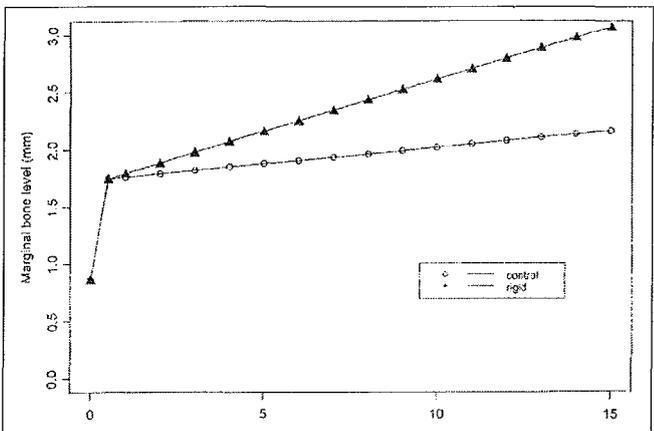


Figure 53
Evolution du niveau osseux dans le groupe test connexion rigide et le groupe témoin.

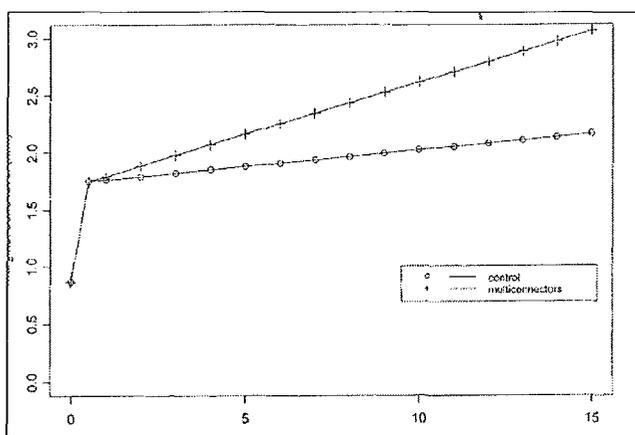


Figure 54

Evolution du niveau osseux dans le groupe test connexions multiples et le groupe témoin.

Pour s'accorder aux critères d'Albrektsson, il eut été préférable de scinder les deux périodes avant et après un an. Les pertes osseuses avant un an sont comprises entre 1 et 2 mm, mais après 5 ans, les critères sont respectés pour tous les groupes.

En résumé, davantage d'os est perdu au niveau des prothèses à connexion rigide ou connexions multiples par rapport aux prothèses à connexion non rigide ou implantoportées. Cela signifie qu'un moment de charge augmenté au niveau des prothèses mixtes pourrait être responsable de ce phénomène.

2.3.4. ETUDE CLINIQUE MULTICENTRIQUE SUR IMPLANTS BIOTECH, 2005, COMPARAISON AVEC LES RÉSULTATS BIBLIOGRAPHIQUES

Etude de Ballester Ferrandis, Bouillard et coll. 2005, [5].

2.3.4.1. INTRODUCTION

En 1968, avec l'apparition des implants lame de Linkow, les traitements de prothèses combinées sont relativement bien acceptés jusqu'à ce que Brånemark en 1987, préconise de séparer le support implantaire du support dentaire, du fait d'une mobilité différente et donc d'un comportement différent face aux charges occlusales, à l'origine d'un certain nombre de complications.

Parallèlement, des études de plus en plus nombreuses soulèvent les avantages que l'on obtient en unissant dents et implants, comme l'amélioration de la proprioception, puisque les récepteurs du ligament parodontal protègent la dent de toute surcharge grâce à une fonction sensitive fine et discriminatoire.

Cette étude est réalisée au niveau de cinq centres d'implantologie et seuls les cas de charge fonctionnelle supérieure à 5 ans ont été pris en compte.

2.3.4.2. POPULATION, MATÉRIEL ET METHODES

20 patients âgés en moyenne de 51 ans ont participé à ce travail.

Tous les cas cliniques étudiés avaient un minimum de 5 ans de charge fonctionnelle, 7 ans en moyenne, avec, 11 ans pour les cas les plus anciens.

Ainsi, 83 implants ont été placés de 7 à 19 mm de long, 18 étant de type lame C.P et le reste de type cylindrique vissé ou impacté. 31 prothèses combinées sont réalisées, dont 5 de manière non rigide.

Sont étudiés la durée, le nombre et la longueur des implants, le type de connexion de la prothèse (rigide ou non rigide) ainsi que le type d'antagoniste (prothèse amovible ou fixe).

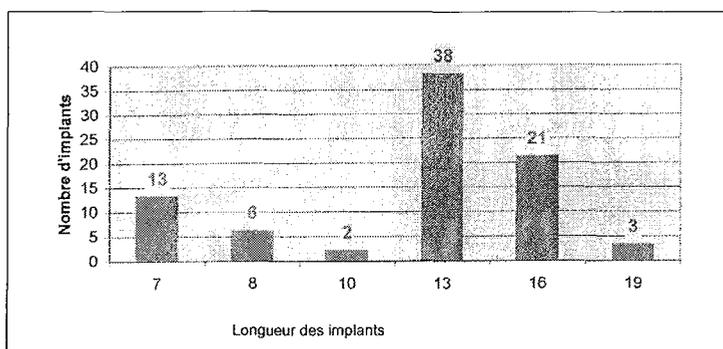


Figure 55
Distribution des implants en fonction de leur longueur.

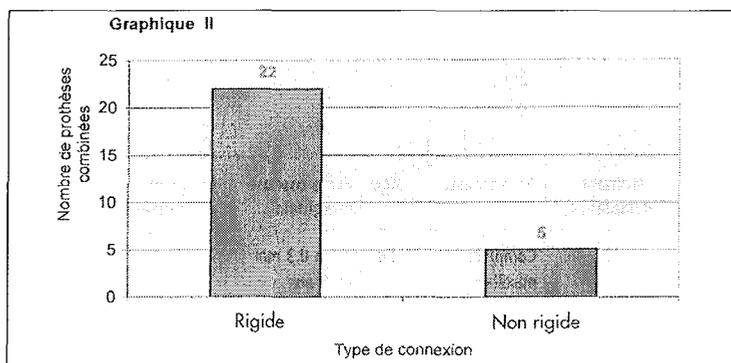


Figure 56
Répartition du type d'union dent-implant.

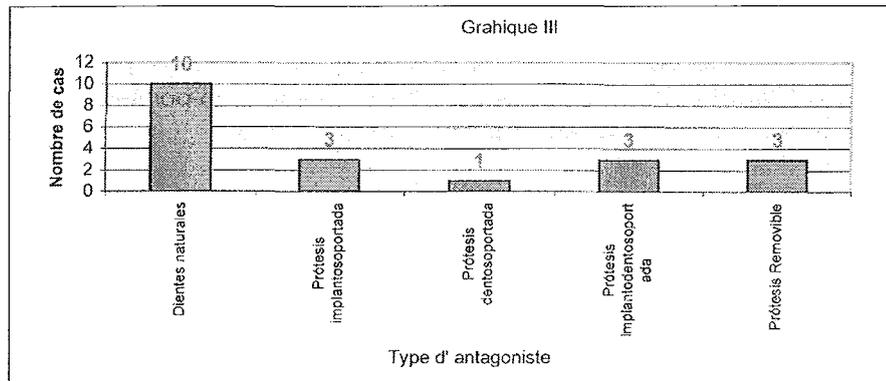


Figure 57
Répartition des prothèses combinées en fonction du type d'antagoniste.

2.3.4.3. RÉSULTATS

2.3.4.3.1. Survie des implants

Le pourcentage cumulé fut de 97 %.

Au total, 2 lames ont été perdues chez le même patient, l'une à 2 ans, l'autre à 4 ans après l'implantation, les 2 cas appartenant à des prothèses mandibulaires dento-implanto-portées, avec connexions non rigides.

2.3.4.3.2. Longueur des implants

43,2 % des implants placés étaient de 13 mm, approximativement 24 % de 16 mm, 19,3 % de 7 mm, 6,8 % de 8 mm, 3,4 % de 19 mm et 2,27 % de 10 mm.

Les deux échecs sont des implants de 7 mm.

Il a été démontré antérieurement que les implants courts avaient un taux de survie inférieur à celui des implants plus longs.

Dans le cadre de cette étude, les implants les plus courts donnent des résultats moins favorables.

2.3.4.3.3. Type de connexion

81,4 % des prothèses réalisées ont une connexion rigide.

Les deux prothèses perdues le sont à cause de l'échec des implants lame uniquement.

Sinon, aucun défaut mécanique des composants des implants ou des suprastructures n'a été détecté.

2.3.4.3.4. Type d'antagoniste

Dans 50 % des cas, il s'agit de dents naturelles, 15 % de prothèses amovibles, 15 % de prothèses implanto-dento-portées, et 5 % de réhabilitations fixes sur dents naturelles.

Dans le cas de l'échec des deux implants lame, il s'agissait d'une prothèse combinée en antagoniste.

Aucun cas d'ingression dentaire n'a été observé dans les 27 cas de prothèses combinées.

2.3.4.4. DISCUSSION ET COMPARAISON AVEC D'AUTRES ETUDES

2.3.4.4.1. Par rapport a la survie des implants

Dans cette étude, les prothèses implanto-dento-portées ont donné des résultats satisfaisants, et représentent un traitement tout aussi prévisible que les prothèses implanto-portées en matière de survie des implants.

Beaucoup d'auteurs recommandent une reconstruction prothétique dento-implanto-portée comme un traitement prévisible et fiable.

Ici, le taux de survie est de 97,7 % et fait penser à celui de **Van Steenberghe (1989) [105]** qui compare des prothèses implanto-portées avec des prothèses combinées sur 3 ans et obtient un taux de survie de 98 % **sans différence significative entre les deux types de prothèses.**

Jemt et coll. (1989) [45] ont réalisé un suivi sur le long terme de deux groupes de patients.

Dans le premier groupe, 9 patients ont été suivis sur une durée de 6 à 20 ans, avec 8 prothèses à support combiné et 4 uniquement implanto-portées.

A 10 ans, le taux de survie était de 92 % au maxillaire et de 100 % à la mandibule.

Le second groupe comprenait 111 patients avec un suivi de 5 ans, avec 12 prothèses combinées.

Le taux de survie était de 97 % au maxillaire et de 99 % à la mandibule.

Dans aucun des deux groupes n'ont été observées de complications significatives avec les prothèses combinées.

L'étude réalisée par **Olsson et coll. en 1995 [76]** (il s'agissait d'une comparaison intraindividuelle de prothèses implanto-portées et de prothèses combinées) donnait un taux de survie e 89 % pour les prothèses sur implants et de 91 % dans les cas de prothèses combinées. **Il n'avait pas été démontré un plus grand taux d'échecs ou de désavantages en connectant dents et implants dans la même restauration.**

De même, comme il l'était mentionné dans des paragraphes précédents, l'étude de **Gunne et coll. en 1997 [35]** (sur des patients en classe 1 de Kennedy à la mandibule, avec confection d'une prothèse implantaire d'un côté et d'une prothèse mixte de l'autre) ne démontre pas de différence significative de pronostic d'un côté à l'autre, ni entre la distribution des charges.

Les mêmes auteurs , 2 années plus tard, n'observent pas de divergence dans les indices de succès durant une période de 10 ans. Ils en concluent que **ce type de traitement est prévisible et constitue une alternative fiable dans la zone mandibulaire postérieure.**

L'article de **Lindh et coll. en 2001 [59]** fait part d'un pourcentage de survie à 3 ans de 95,4 % dans le cas de prothèses combinées avec **une perte osseuse marginale sans différence significative par rapport aux prothèses purement implantaires.**

2.3.4.4.2. Par rapport a la longueur des implants

Seule dans l'étude de **Gunne et coll.** en 1999 [34] apparaissent des résultats faisant référence à la longueur des implants. Ils obtiennent des indices de succès acceptables malgré l'utilisation d'implants courts (10 mm ou moins), et les pourcentages d'échec étaient similaires pour les implants de 10 mm comme pour les implants de 7 mm.

Ils concluent que les implants les plus courts ne donnent pas de résultats moins favorables.

En revanche, dans cette étude multicentrique, ce sont bien les implants les plus courts (7 mm) qui ont donné les résultats les moins bons..

2.3.4.4.3. Par rapport au type de connexion

Dans l'enquête décrite ci-dessus, 81,4 % des prothèses combinées disposent de connexions rigides, ce type de connexion permettant l'individualisation des charges entre le pilier dentaire et l'implant.

Certains auteurs prônent l'utilisation de connexions non rigides comme Weinberg (1931), Skalak et Sullivan, Cohen (1994)...

Une des complications la plus mise en avant de la connexion dent-implant est l'ingression dentaire.

Dans cette étude, aucune des 27 prothèses combinées, que ce soit avec des connexions rigides ou non rigides, ne présentaient de cas d'ingression dentaire.

Néanmoins, la bibliographie consultée (Kay, 1993 [47] ; Cho, 1992 [17] ; Cavicchia, 1994 [15], Rieder, 1993 [89] ; Lindh, 1997 ; Kindbergh, 2001 [49] ; Menicucci, 2000 ; Nishimura, 1999 [74]), ainsi que l'expérience personnelle des praticiens et auteurs de l'article **font pencher la balance vers la connexion rigide pour éviter les cas d'ingression dentaire.**

Les avantages et inconvénients des différents types de connexion ainsi que l'avis des auteurs ayant expérimenté ces connexions seront plus amplement décrits dans la troisième partie de ce travail.

2.3.4.5. CONCLUSION

Les prothèses implanto-dento-portées représentent un traitement aussi prévisible que les prothèses implanto-portées en ce qui concerne la durée de vie de l'implant à court terme.

En accord avec les résultats de cette étude, le fait d'unir dents et implants ne modifie pas le pronostic à long terme, et ce type de prothèse représente un traitement alternatif, prévisible et fiable. Il faudra utiliser des connexions rigides pour prévenir l'ingression dentaire et des implants suffisamment longs, en vue des résultats obtenus avec des implants courts.

2.4. INTRUSION

2.4.1. DÉFINITION DE L'INTRUSION DENTAIRE

L'intrusion ou ingression dentaire (« settling ») caractérise le phénomène de migration apicale de la dent dans son alvéole. Ici nous parlerons de l'intrusion de piliers naturels dentaires utilisés comme supports de prothèses mixtes.

2.4.2. HISTORIQUE

2.4.2.1. REVUE DE THÉORIES

Le premier cas d'intrusion dentaire rapporté dans une étude se consacrant entièrement au problème fut fait par Cho et Chee en 1992 [17]. Les auteurs avaient conclu que les causes étaient inconnues ; les recommandations étaient d'extraire les dents pour éviter les problèmes d'intrusion. En 1986, le phénomène avait été relaté par Ericsson, mais n'avait pas conduit à une explication.

Ericsson et coll. en 1986, ont rapporté un cas d'ingression dans une prothèse combinée après 3 mois de mise en charge. L'attachement était de type semi-rigide.

Chapman, en 1992, parle de l'utilisation d'un type de connecteur non rigide à « verrou gingival » pour minimiser le processus d'intrusion.

Kirsch, en 1993, croit que la dent migre apicalement durant la fonction avec compression du ligament. Un connecteur non rigide, par son mécanisme, empêcherait la dent de s'intruser.

Weinberg, en 1993, parle d'un attachement de précision stabilisé verticalement par un loquet, système U-shaped locking pin (attachement rigide), pour éviter tout risque d'intrusion dentaire.

James, en 1993, pense que la flexion métallique de l'armature et le bourrage alimentaire au niveau des attachements de semi-précision peuvent jouer un rôle.

D'autres cliniciens pensent que la flexion et la torsion mandibulaire sont en cause.

De plus, le chapitre des parafunctions ne semble pas extérieur à ce problème : en effet, la moitié des ingressions seraient en concordance avec des parafunctions en particulier le bruxisme (Sheets et Earthmann, 1993 [94]).

Cohen et Orenstein en 1994, préconisent un attachement de précision au niveau de la couronne implantaire pour soulager la dent, la partie femelle étant au niveau de la couronne implantaire ; ils n'ont rapporté depuis 1986, aucun cas d'ingression ou de migration.

Astrand et coll. en 1995, ne rapportent sur 5 ans aucun cas d'ingression ; ils utilisent le Mac Collum attachement (attachement de précision rigide).

2.4.2.2. ETUDE DE GARCIA ET COLL., 1998 [28]

Une enquête statistique est publiée en 1998 sur la fréquence de réalisation au cabinet dentaire de prothèses implanto-dento-portées et l'apparition d'ingression dentaire.

L'enquête est une étude rétrospective basée sur 7 questions. Environ 2384 questionnaires sont envoyés avec 775 réponses. Les résultats montrent que sur 79807 prothèses mixtes, 2786 cas d'intrusions ont été diagnostiqués à l'examen clinique par une perte d'adaptation entre prothèse et pilier (38 %), par la fracture du ciment de scellement (27 %) ou par un changement de l'occlusion ou de la prothèse (22 %).

L'interprétation des résultats semble difficile car les éléments renvoyés restent confus (nombre d'implants en place, nombre de prothèses en place par patient...)

Ces intrusions furent rapportées avec différents systèmes implantaires.

Une question portait sur le type d'attachement : 44 % des intrusions ont lieu avec un attachement semi-rigide, 35 % avec un attachement rigide et seulement 10 % avec un attachement semi-rigide associé à une vis de blocage horizontale.

En conclusion, le pourcentage d'intrusion est de 3,5 % dans cette enquête ; l'attachement avec un blocage horizontal semble plus efficace contre ce problème mais la prévalence de son utilisation n'est pas connue. Les systèmes télescopiques semblent aussi être un type d'attachement moins touché par le phénomène d'ingression.

2.4.2.3. ETUDE DE RIEDER ET PAREL, 1993 [89]

Cette étude est décrite par English en 1993 [24].

Elle est réalisée par des cliniciens confectionnant des prothèses mixtes, cliniciens plus ou moins expérimentés. On constate que l'intrusion dentaire apparaît dans 20 % des cas chez les praticiens de moins de 4 ans d'expérience, alors qu'elle est inférieure ou égale à 4 % pour les praticiens de plus de 10 ans d'expérience.

Elle est constatée la 1^{ère} année de mise en charge, un bruxisme existant dans 50 % des cas et sans maladie parodontale préexistante.

De plus, les auteurs notent qu'avec l'intrusion, les cliniciens préfèrent utiliser un attachement passif de semi-précision ou des coiffes télescopiques.

Au maxillaire, l'intrusion est prédominante sur les dents antérieures et les prémolaires ; à la mandibule, les prémolaires sont intrusées deux fois plus souvent que les autres dents. Les dents avec une inclinaison mésiale sont plus sujettes à l'intrusion.

Enfin, Rieder et Parel proposent quatre catégories majeures d'étiologies :

- Apparition d'une atrophie importante du ligament parodontal.
- Débris impactés au niveau des attachements de semi-précision à l'origine d'une détérioration mécanique.
- Mémoire élastique (ou mémoire de retour en position initiale de la dent) altérée.
- Inhibition du retour à sa position initiale de la dent à cause du blocage mécanique de l'attachement.

2.4.3. LES CAUSES DES INTRUSIONS

La cause de l'intrusion des dents est spéculative.

Les hypothèses suivantes ont été proposées comme causes possibles d'intrusion (Naert et Vandamme, 2003 [71] ; Pesun, 1997 [78]).

2.4.3.1. ATROPHIE PAR HYPOFONCTION

Tout comme pour l'atrophie musculaire (par exemple, suite à l'immobilisation dans un plâtre), les fibres du ligament parodontal s'atrophient lorsqu'une dent est connectée à un implant parce que la dent se trouve dans un état d'hypofonction. Les fibres de l'espace parodontal ne sont alors plus stimulées. L'espace parodontal se rétrécit, ce qui indiquerait une atrophie par hypofonction. Contrairement à ces constatations, une dent qui ne se trouve pas en occlusion, et donc en hypofonction, a tendance à faire éruption jusqu'à ce qu'elle entre en contact avec la dent antagoniste. Or, dans les cas mixtes, on assiste bien à une ingression qui ressemble plus à un mouvement orthodontique. Cela pourrait indiquer que cette théorie de l'atrophie par hypofonction ne constitue pas une explication correcte dans le cas présent.

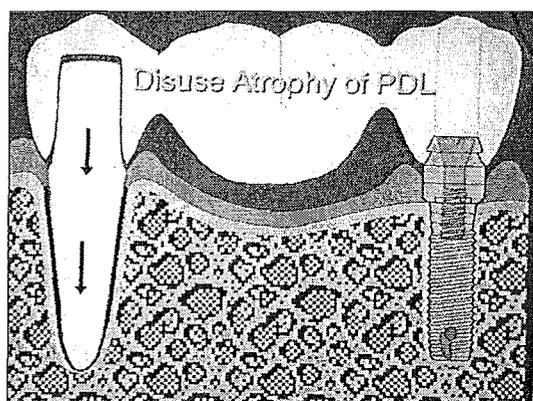


Figure 58

2.4.3.2. ACCUMULATION DE RÉSIDUS ALIMENTAIRES

« microjamming ».

L'accumulation d'aliments se produit lorsque des débris alimentaires et oraux se déposent sous les composants d'un moule. Cela peut-être le cas quand des couronnes télescopiques scellées à l'aide d'un ciment temporaire sont utilisées sur les piliers dentaires. Des exemples cliniques d'intrusion montrent que le ciment mou ou temporaire se dissout et est remplacé par des débris ou du tartre. Les débris peuvent aussi se retrouver sous la connexion non rigide, de sorte que celle-ci ne peut plus regagner sa position d'origine.

A cause de la pression incessante de l'alimentation impactée, la dent est poussée davantage dans l'alvéole, ce qui donne lieu pour ainsi dire à un phénomène orthodontique. On peut se demander si l'accumulation alimentaire est la cause ou plutôt la conséquence de l'intrusion. Si la dent subit

une intrusion causée par un autre phénomène, l'espace ainsi libéré peut se remplir de résidus alimentaires.

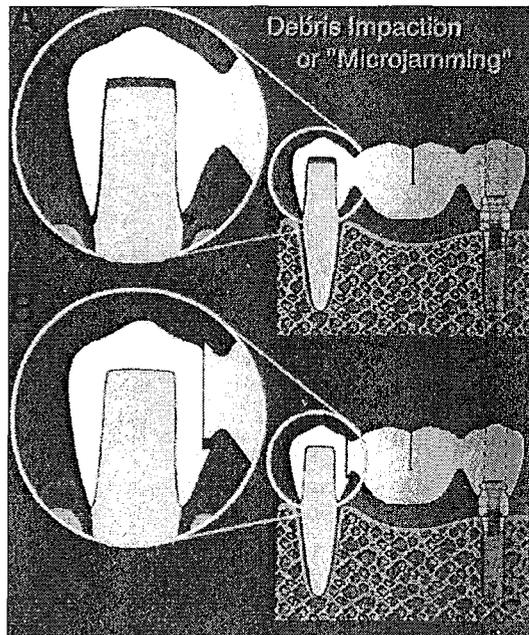


Figure 59

A : débris et aliments se glissent entre l'armature et la dent, empêchant la dent de revenir en position initiale.

B : Débris et aliments peuvent empêcher l'attachement de précision de revenir à sa position initiale.

2.4.3.3. FLEXION MANDIBULAIRE ET FLEXION DE LA STRUCTURE DU BRIDGE

La mandibule fléchit légèrement à chaque mouvement d'ouverture ou de fermeture. A l'ouverture, il se produit une réduction de l'espace intermolaire horizontal. Cette réduction est le résultat de forces produites par les muscles masticateurs et faciaux, qui font fléchir par traction les coins de la mandibule dans le sens médian.

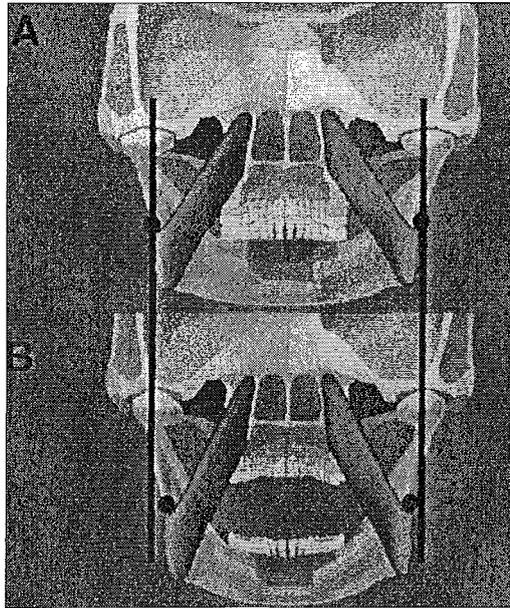


Figure 60

A : vue postérieure de la mandibule, dents en occlusion centrée, muscles ptérygoïdiens internes visibles.

B : rétrécissement de l'espace intermolaire horizontal de part la traction des ptérygoïdiens internes, en ouverture.

Alors que les ligaments parodontaux ont la capacité d'absorber de légères variations dans la position des dents, des décalages plus importants peuvent être source de problèmes. Ainsi, des contraintes s'opèrent sur des prothèses plurales longues au moment de l'ouverture et lors de la fermeture. Toutes les poutres fléchissent lorsque des contraintes agissent sur elles.

Un bridge fixe peut également fléchir. Des tensions qui se répètent fréquemment peuvent contribuer à la fracture des composants. Pour un patient chez qui les implants et les dents sont connectés, de telles forces sont également présentes. Les forces résultantes de la flexion mandibulaire et de la rigidité de l'armature font migrer la dent entraînant une intrusion de cette dent en dehors de la prothèse.

Cette théorie n'explique cependant pas l'intrusion dans le maxillaire.

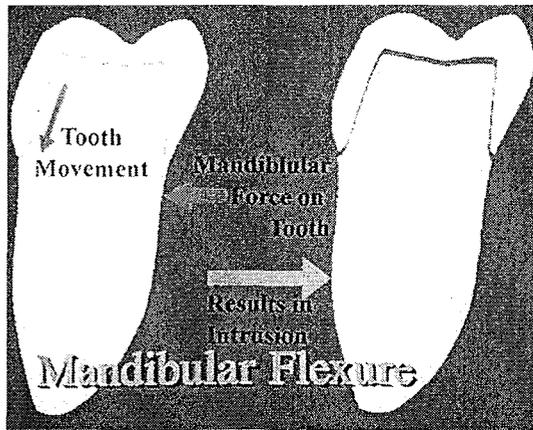


Figure 61

La flexion mandibulaire et la rigidité de l'armature entraînent des forces poussant la dent latéralement et provoquant l'intrusion.

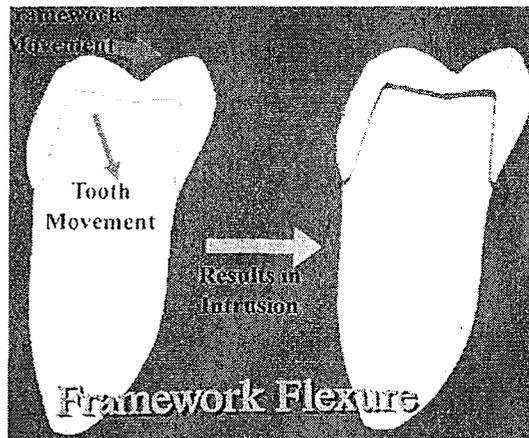


Figure 62

2.4.3.4. MEMOIRE ELASTIQUE ENDOMMAGÉE

« Damaged rebound memory ».

Une pression constante sur la dent comprime le ligament parodontal qui perd alors sa mémoire élastique et sa faculté de faire revenir la dent à l'état initiale avant pression. De ce fait, la dent changera de position et prendra une position plus apicale.

La dent continue de migrer jusqu'à ce qu'il n'y ait plus de forces qui compriment le ligament parodontal et qu'un nouvel équilibre se soit installé.

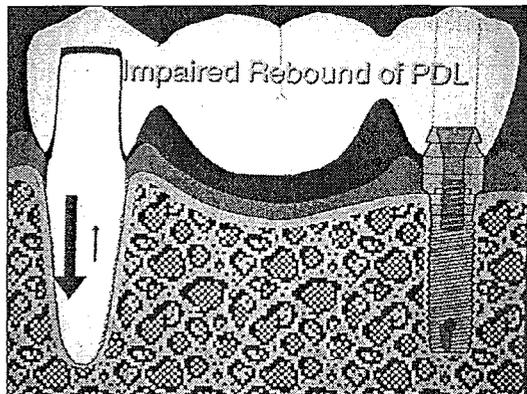


Figure 63

Perte de la mémoire élastique du ligament causée par la pression constante s'exerçant sur la dent.

2.4.3.5. EFFET DE BLOCAGE OU EFFET « RATCHET »

« L'effet de blocage » et « l'effet de mémoire élastique endommagée » sont de même nature. Des forces exercées verticalement sur la dent donnent lieu à un mouvement vertical de celle-ci. L'effet « ratchet » indique qu'une fois que la dent a fait intrusion au point de ne plus se trouver en occlusion, elle est empêchée de revenir à sa position initiale. Il n'est toutefois pas évident de déterminer si l'étiologie de ce phénomène est à situer au niveau de l'alvéole ou au niveau de la connexion même, du fait du frottement qui se crée dans les surfaces de la connexion. En effet, si les deux parties de l'attachement en contact prennent du jeu, « l'encliquetage » ne se fait plus bien, ne permettant donc plus à la dent de revenir en position initiale.

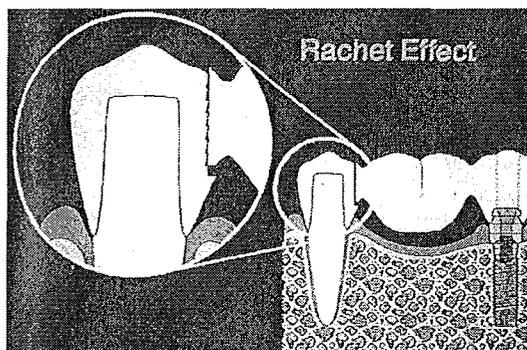


Figure 64

2.4.3.6. DISSIPATION DIFFÉRENTIELLE DE L'ÉNERGIE

La théorie de la dissipation différentielle de l'énergie suggère que des ondes de tension sont induites lors de la mise en charge de la suprastructure. Ces ondes sont ensuite transmises à travers la suprastructure vers les piliers. A ce niveau, les dents et les implants dissipent alors l'énergie

mécanique d'une manière différente.

En raison de leur rigidité, les implants conservent l'énergie, de sorte que l'énergie est transmise d'une extrémité du complexe restauration - pilier - implant vers l'autre extrémité sans perte significative.

Une dent, en revanche, capte l'énergie qu'elle reçoit et la transmet vers l'extrémité de la dent sous la forme d'une onde de tension. Une petite partie de l'énergie est reflétée vers la structure de la dent, l'autre partie (qui représente l'essentiel de l'énergie) est absorbée du fait du grand pouvoir d'absorption du ligament parodontal.

L'énergie absorbée résulte de l'activité ostéoclastique dans le ligament, ce qui provoque la migration apicale.

Lorsqu'une dent est connectée à un implant, la dent peut supporter une forte contrainte mécanique, puisqu'elle est connectée à un implant rigide conservateur d'énergie. Cette contrainte mécanique anormalement élevée va se comporter comme une force orthodontique et causera l'intrusion de la dent.

Une fois que l'intrusion de la dent est telle que celle-ci n'est plus en contact avec la structure du bridge ou que la nouvelle position de la dent est telle que la force de la contrainte mécanique n'est plus suffisante pour générer son mouvement, le processus s'arrêtera.

La dent demeurera dans cette nouvelle position jusqu'à ce que l'équilibre dans la répartition de l'énergie soit rompu. Il y aura alors de nouveau extrusion ou intrusion de la dent.

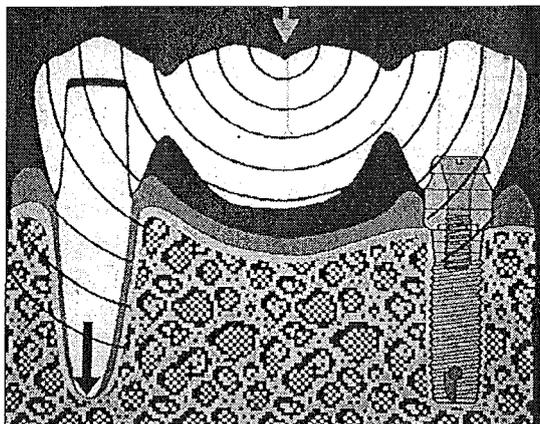


Figure 65

L'activité ostéoclastique est stimulée par l'énergie absorbée dans le ligament provoquant l'intrusion du pilier dentaire.

2.4.3.7. DIFFERENCE D'ELASTICITE

Il s'agit de la différence d'élasticité entre la dent et le complexe os-implant-vis de prothèse. Lors de la fonction, les contraintes appliquées au bridge mixte provoquent un certain enfoncement des piliers dentaire et implantaire. Lorsque cessent ces contraintes, l'implant plus rigide reviendrait à sa position de départ bien plus rapidement que la dent en raison de la viscosité du desmodonte. La dent serait donc forcée en situation de compression provoquant ainsi son ingression.

2.4.4. TRAITEMENT DE L'INGRESSION DENTAIRE

Une étude de Sheets et Earthman en 1997 [94] rapporte deux intrusions dentaires.

La 1^{ère} intrusion dentaire et son traitement se complique par la fracture d'un pilier implantaire.

La 2^{ème} intrusion soumise à un traitement a montré la réversibilité du processus après 60 jours.

Cette étude permet d'admettre une réversibilité de l'intrusion dentaire spontanément par élimination de certains facteurs cités ci-dessous.

Les parafonctions sont le premier facteur traité. Une gouttière de port nocturne a été prescrite pour supprimer tout trauma occlusal excessif.

La 2^{ème} action fut de séparer le pilier dentaire de la structure prothétique en utilisant un lubrifiant (petroleum jelly lubrifiant), la prothèse étant rescellée ensuite avec un ciment provisoire.

Une autre étude des mêmes auteurs propose d'analyser la capacité d'amortissement de ce lubrifiant dans le système prothétique. Les auteurs pensent que ce produit est indiqué pour le rescellement de la structure lors d'intrusion dentaire. Ce dernier diminuerait l'absorption des forces transmises sur le pilier dentaire par l'intermédiaire de la prothèse.

Murphy en 1995, rappelle qu'il existe un remodelage osseux après la mise en charge des implants à la mandibule (loi de Wolff).

Odman et coll. en 1994 dans une revue d'orthodontie, rapporte que les implants pourraient être utilisés comme points d'appui pour des traitements orthodontiques. En accord avec la loi de Wolff, l'implant tend à densifier l'os autour de lui, alors que la dent tendrait vers un remodelage de ce dernier par rapport à la force exercée.

Dans les prothèses combinées, le problème mécanique se porte sur une surcharge occlusale trop importante au niveau de la dent par la transmission de force trop conservatrice du système implantaire. En fait, les critères exigés par les orthodontistes pour une intrusion dentaire sont ceux retrouvés non intentionnellement dans beaucoup de prothèses combinées.

En définitive, Sheets et Earthman en 1997 [94] conçoivent que des perturbations de l'occlusion dynamique sont des facteurs majeurs d'intrusion. Leur traitement associe l'utilisation d'un lubrifiant pour dissiper l'énergie transmise, le port d'une gouttière et éventuellement la modification des composants implantaires pour améliorer leur capacité d'absorption des forces transmises sur les implants.

2.4.5. COMMENT EVITER LES INGRESSIONS ?

Les cas d'intrusions rapportés par les auteurs (Cho et Chee, 1992 [17] ; English, 1993 [24] ; Kay, 1993 [47] ; Rieder et Parel, 1993 [89] ; Sheets et Earthman, 1993 [94]) concernent en général des restaurations prothétiques incorporant des attachements non rigides (attachement de semi-précision notamment) et/ou des coiffes télescopiques non scellées ou scellées à l'aide d'un ciment provisoire.

Genon et Chiche, en 1996 [29], le confirment : cette complication intervient la plupart du temps lorsque le ciment de scellement employé est un ciment de type Temp-Bond, ou bien lorsqu'au sein d'une armature non rigide, il existe un attachement dont le coulissement

n'est pas bloqué par une vis.

En 1^{er} lieu, il faudra donc analyser les conditions d'apparition des ingressions afin de pouvoir par la suite les éviter.

Si l'on tient à réaliser une armature non rigide, il faut utiliser des attachements munis d'une vis latérale bloquant tout mouvement entre les deux pièces.

Mais l'idéal reste l'utilisation d'une armature rigide qui sera soit scellée ou vissée ; scellée avec un ciment définitif dans les cas de faible édentement (car la prothèse est indémontable), vissée lingualement avec une vis horizontale dans les cas plus complexes (autorisant un démontage aisé, une bonne stabilisation des dents naturelles par des vis s'insérant dans les copings et enfin épargnant les faces occlusales des émergences de vis permettant ainsi d'établir de bons rapports d'occlusion avec la denture antagoniste).

3. 3^{ÈME} PARTIE : DEFINITION ET DESCRIPTION DES RESTAURATIONS IMPLANTO-DENTO-PORTES, QUE RETENIR AUJOURD'HUI ?

3.1. DEFINITION DES BRIDGES DITS « MIXTES » OU IMPLANTO-DENTO-PORTES

Le bridge sur implants sans connexion connaît des applications diverses. Les dents adjacentes peuvent rester intactes, l'exécution en est simple et le maintien et les soins de suivi limités.

Très souvent, les parties postérieures des maxillaires sont édentées. Bien que la pose de bridges à extension (cantilever) n'ait pas de conséquences pour le maintien du niveau d'ancrage autour des piliers dentaires, il y a cependant des restrictions cliniques et techniques importantes, notamment la perte de rétention ou la fracture de composants du bridge ou du pilier.

Par conséquent, ces patients gagnent à ce que les implants soient posés en position distale par rapport au dernier élément dentaire. Ces implants peuvent alors être utilisés comme piliers pour remplacer les dents manquantes, d'une manière qui, pour le patient, est définitive.

Dans certaines conditions, il est possible d'associer ces implants postérieurs aux dents naturelles par l'intermédiaire de différentes connexions prothétiques. La suprastructure prothétique qui chapeautera à la fois piliers dentaires et piliers implantaires est un bridge mixte ou implanto-dento-porté.

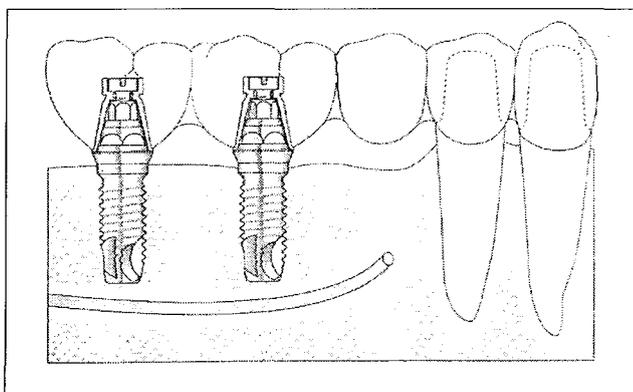


Figure 66

Schéma d'un bridge implanto-dento-porté : 2 piliers dentaires, 2 piliers implantaires et 1 intermédiaire.

3.2. INDICATIONS ET CONTRE-INDICATIONS

3.2.1. FACTEURS DE RISQUE BIOMÉCANIQUE

Renouard et Rangert, 1999 [85]

3.2.1.1. DÉFINITION

Une bonne compréhension et analyse des risques possibles implantaires et implanto-dentaires quant à l'utilisation d'une prothèse combinée est indispensable. Elle permet de mieux préciser les indications pour chaque patient et de diminuer complications et échecs prothétiques.

La présence d'un facteur de risque n'est pas forcément une contre-indication au traitement. En revanche, l'addition de plusieurs facteurs de risque représente une situation clinique dangereuse.

Une analyse rétrospective d'un grand nombre de situations d'échec et de complications a été faite de façon à identifier et à évaluer les différents facteurs de risque biomécanique (Renouard et Rangert, 1999 [85]) et donc d'admettre certaines contre-indications concernant la prothèse implanto-dento-portée.

Cette évaluation n'est pas strictement scientifique mais elle permet néanmoins de donner un gradient d'importance aux différents facteurs de risque biomécanique.

Chaque facteur de risque a une valeur, et la somme de toutes ces valeurs donne l'indice biomécanique pour une situation clinique donnée.

Si l'indice obtenu est de 0 ou 1, il n'y a pas de précaution particulière à envisager. Un indice de 2 ou 3 représente une situation à risque modéré ou fort et un indice supérieur à 3, une contre-indication à la prothèse dans les conditions envisagées.

	OK	ATTENTION	STOP
Indice du risque biomécanique	0-1	2-3	>3

On distinguera :

- Des facteurs de risque géométrique : nombre d'implants, positions relatives ainsi que forme de la prothèse.
- Des facteurs de risque occlusal : problèmes liés aux forces appliquées sur les composants (en particulier les forces latérales) ainsi que les habitudes parafunctionnelles du patient.
- Des facteurs de risque osseux : stabilité initiale de l'implant en relation avec la densité et la qualité de l'os, ainsi que le faible diamètre de l'implant par rapport au type d'édentement.
- Des facteurs de risque technologique : problèmes d'adaptation de la prothèse vissée et des prothèses scellées.

- Des signaux d'alarme : incidents apparaissant durant la fonction et indiquant une situation de surcharge occlusale de la prothèse.

3.2.1.2. LES DIFFÉRENTS TYPES DE FACTEURS DE RISQUE

3.2.1.2.1. Facteurs de risque géométrique

Nombre d'implants inférieur au nombre d'unités radiculaires → indice 1.

Utilisation d'implants base large → indice -1.

Implant connecté avec une dent naturelle → indice 0,5.

Implants placés en tripode → indice -1.

Présence d'une extension prothétique (par dent) → indice 1.

Implant décalé par rapport au centre de la couronne prothétique → indice 1.

Hauteur importante de la restauration prothétique → indice 0,5.

3.2.1.2.1.1. **Implant connecté avec des dents naturelles**

Seul ce facteur de risque géométrique sera détaillé.

La combinaison de deux systèmes ayant des rigidités très différentes risque d'entraîner une mauvaise répartition des charges lors de la fonction. Cette situation augmente le risque géométrique de 0,5. Il faut noter que ce facteur est souvent associé à d'autres facteurs de risque tels que le manque de support osseux ou la présence d'une extension.

3.2.1.2.1.2. **Exemples**



Figure 67

Radiographie rétroalvéolaire de contrôle. Deux implants base large ont été placés. Leur position a été déterminée en fonction du volume osseux disponible. Une liaison avec les dents naturelles a été faite mais elle représente une situation à risque.

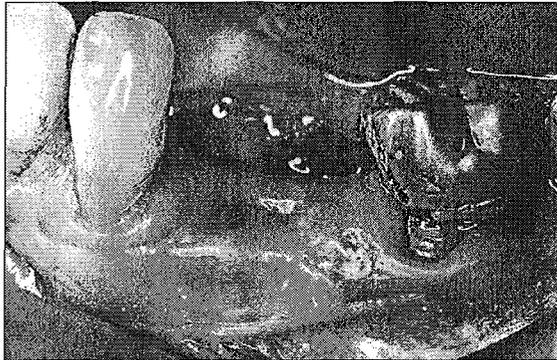


Figure 68

Vue clinique initiale. 34 et 35 sont à remplacer. La distance mésio-distale est insuffisante pour placer deux implants dans de bonnes conditions. Il a été décidé de placer un implant en 34 et de le relier à la couronne sur 36.

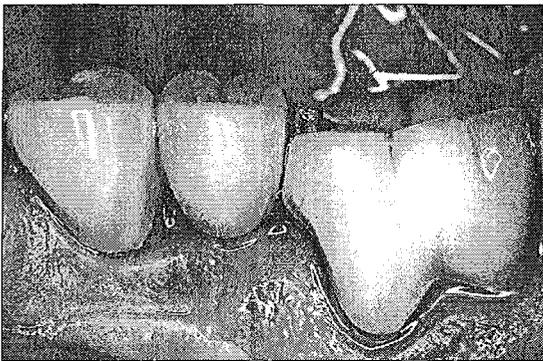


Figure 69

Même patiente. Vue clinique après 1 an de mise en charge de l'implant. Il existe une ingression de la dent naturelle, certainement due à la connexion utilisée ici permettant des mouvements verticaux.

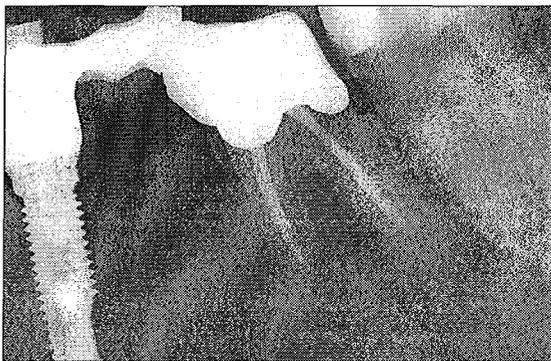


Figure 70

Même patiente. Radiographie de contrôle. Il existe un décalage entre l'intermédiaire de bridge et la dent naturelle.

3.2.1.2.2. Facteurs de risque occlusal

Patient bruxomane / parafunctionnel et /ou dent naturelle fracturée par surcharge occlusale → indice 2.

Prise en charge des trajets d'excursions mandibulaires uniquement par le ou les implants → indice 1.

Edentement encastré → indice -1.

Dans le cas de prothèses implantaires, les implants rigides et fixes dans leur position supportent une plus grande partie de la charge occlusale que les dents naturelles. Pour réduire le risque de surcharge, idéalement, il faut concevoir la prothèse de manière à avoir des contacts occlusaux centrés au milieu de la couronne prothétique, des pentes cuspidiennes faibles et des tables occlusales réduites en largeur.

Dans le cas où deux implants ou plus sont connectés à des dents naturelles, la rigidité des implants reliés entre eux a pour conséquence qu'ils supportent la majorité de la charge occlusale. Les dents naturelles doivent être considérées alors comme des dents en extension.

3.2.1.2.3. Facteurs de risque osseux

Faible densité de l'os et mauvaise qualité de la stabilité primaire de l'implant → indice 1.

Diamètre de l'implant trop faible par rapport à la situation clinique → indice 0,5.

3.2.1.2.4. Facteurs de risque technologique

Défaut d'adaptation des infrastructures prothétiques → indice 0,5.

Prothèse scellée → indice 0,5.

3.2.1.2.5. Signaux d'alarme

Dévisage répété des vis de prothèse ou de pilier → indice 1.

Fracture répétée du matériau cosmétique → indice 1.

Fracture des vis en or ou des vis de pilier → indice 2.

Perte osseuse continue au-delà du 1^{er} filet de l'implant → indice 1.

3.2.1.3. CONNEXION IMPLANT-DENT COMME SOLUTION IMPLANTAIRE ALTERNATIVE

3.2.1.3.1. Présence d'un sinus proclinal

Parfois, à cause d'un sinus proclinal, il n'est pas possible de placer au moins deux implants pour traiter un édentement distal. Quand un seul implant peut être placé en arrière de la dent la plus

distale, on envisage de réaliser une prothèse mixte dent-implant avec une connexion rigide pour répartir la charge entre l'implant et la dent.

Cette situation est cependant considérée comme une situation à risque biomécanique (utiliser de préférence un implant base large plus résistant à la charge occlusale).

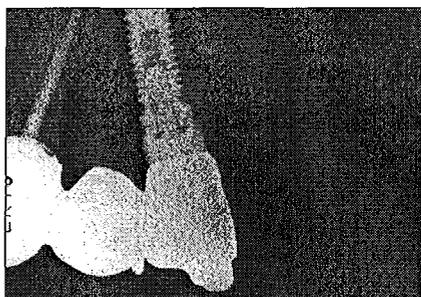


Figure 71

Radiographie de contrôle 4 ans après la mise en charge de l'implant. A cause de la position du sinus, un seul implant a pu être placé, la connexion avec la canine est rigide. Situation à risque bien qu'il existe une stabilité osseuse autour de l'implant.

3.2.1.3.2.

Quand le nombre d'unités implantaire ne peut égaler celui d'unités radiculaires manquantes, en postérieur

Parfois, deux implants seulement peuvent être placés en postérieur alors que trois ou quatre dents sont absentes. Biomécaniquement, cette solution n'est pas idéale, elle représente une situation de risque modéré à risque important (utiliser des implants base large).

La connexion dent-implant est envisageable.

Cependant, il n'est pas recommandé de connecter deux implants à une ou plusieurs dents naturelles par l'intermédiaire d'une dent en extension, cela crée une situation à risque important, la dent naturelle pilier étant déjà considérée comme une extension.

De plus, si deux implants sont placés, il est préférable de n'en connecter qu'un seul avec la dent naturelle et de reconstruire une dent unitaire sur le second. La légère flexion du système implantaire compense la mobilité naturelle de la dent.

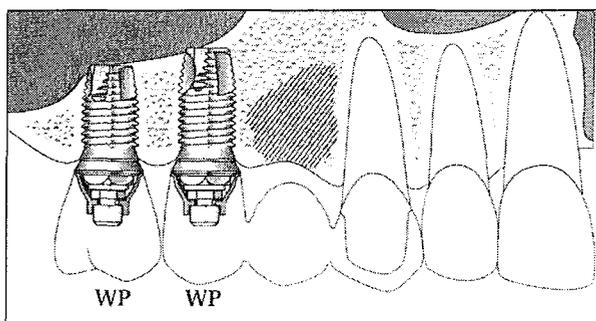


Figure 72

Un seul implant est utilisé en connexion avec les dents, l'autre implant plus distal étant recouvert d'une couronne unitaire.

3.2.1.3.3. Position du trou mentonnier comme obstacle pour la pose d'implant

Pour traiter un édentement distal mandibulaire, la position du trou mentonnier peut rendre impossible la pose de deux implants. Dans ce cas, la pose d'un seul implant en arrière de la dent la plus distale est envisagée, en réalisant ensuite une prothèse mixte avec un intermédiaire (utiliser une connexion rigide et un implant base large).

Cette situation est une situation de compromis à risque biomécanique.

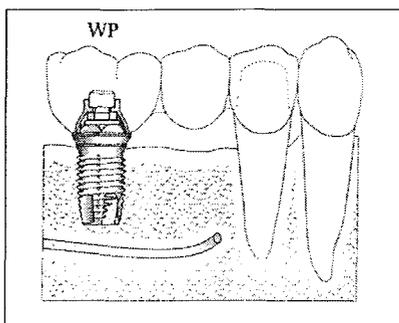


Figure 73

3.2.2. INDICATIONS DES LIAISONS DENTS-IMPLANTS

F. Chiche, 1996 [29] ; Laufer et Gross, 1998 [53].

Les liaisons dents-implants trouvent leurs indications dans les situations cliniques où la mise en place d'une prothèse fixée dentaire ou implantaire, chez un patient candidat à l'implantologie, est rendue impossible par :

- Une insuffisance de piliers dentaires sains.
- Une insuffisance de piliers dentaires au parodonte affaibli.
- La présence d'un obstacle anatomique.
- Un volume osseux résiduel limité.

Un des objectifs de la liaison est aussi de minimiser les hautes concentrations de stress observées autour des piliers implantaires et qui sont responsables de la résorption osseuse péri-implantaire.

3.2.2.1. INSUFFISANCE DE PILIERS DENTAIRES SAINS

Dans cette situation, les dents résiduelles sont peu nombreuses et ne présentent pas de parodontopathies. Elles sont réparties de diverses manières sur toute l'arcade, et les implants judicieusement situés selon les édentements procurent les ancrages manquants.

3.2.2.2. INSUFFISANCE DE PILIERS DENTAIRE AU PARODONTE AFFAIBLI

Dans cette seconde situation, les implants fournissent les piliers nécessaires à la réalisation d'une prothèse fixe et assurent de plus, la contention des dents présentant une certaine mobilité en fin de traitement parodontal. On augmente ainsi la stabilité du bridge assurant la contention des dents par l'adjonction d'implants-relais.

3.2.2.3. PRÉSENCE D'UN OBSTACLE ANATOMIQUE

Dans cette dernière situation, la hauteur osseuse résiduelle à proximité du sinus maxillaire ou bien du nerf alvéolaire inférieur interdit la mise en place d'un nombre suffisant d'implants autorisant la réalisation d'une prothèse implanto-portée.

Il faut savoir que l'anatomie et la notion d'obstacle évoluent avec le degré de résorption des maxillaires et peuvent transformer des sites implantaire « possibles » après extraction en des sites implantaire inexploitable après quelques années en l'absence d'implants.

Quand la mise en place d'un implant est cependant possible, son angulation peut être défavorable (ayant voulu éviter un sinus par exemple) ou il peut s'agir d'un implant très court d'où l'intérêt de le relier à des piliers dentaire.

Dans les cas de faible édentement, il apparaît judicieux d'associer une dent à un implant afin d'éviter au patient une chirurgie lourde (greffe de comblement sous-sinusal ou déplacement du nerf...).

3.2.2.4. VOLUME OSSEUX RÉSIDUEL LIMITÉ

3.2.2.5. MINIMISER LES CONCENTRATIONS DE STRESS AUTOUR DES IMPLANTS ET DES DENTS EN INTEGRANT PLUSIEURS PILIERS DENTAIRE DANS LA PROTHÈSE

Il est effectivement possible de réduire ces hautes contraintes en périimplantaire, en jouant sur la résilience.

Naert et al. en 1992 [72] suggèrent de relier les piliers dentaire entre eux ce qui diminue ainsi la résilience de l'ensemble, le but étant de se rapprocher de la résilience implantaire.

La mobilité du segment reliant les dents entre elles est donc amoindrie par rapport à un segment ne comprenant qu'une ou deux dents.

Ainsi, le segment dentaire peut être joint au segment implantaire ; ces deux derniers ayant des résiliences plus comparables, les contraintes périimplantaires sont plus faibles.

De plus, la liaison de plusieurs dents entre elles améliore la résistance des éléments liés avec une stabilité résultante donc un avantage fonctionnel et mécanique (Faucher et Bryant, 1983 [25]).

Par exemple, la liaison de deux dents monoradiculées type prémolaire crée un équivalent mécanique d'une dent biradiculée. Ces deux dents liées résistent mieux (par rapport à une simple prémolaire, car le centre de rotation est localisé différemment) à des charges non axiales dans le sens mésiodistal mais cette liaison est sans effet dans le sens buccolingual.

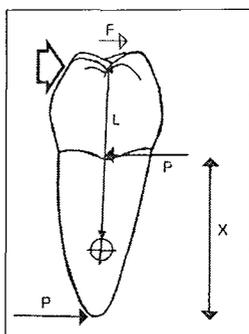


Figure 74

Application d'une force buccolinguale sur une molaire mandibulaire, même effet que sur une prémolaire mandibulaire.

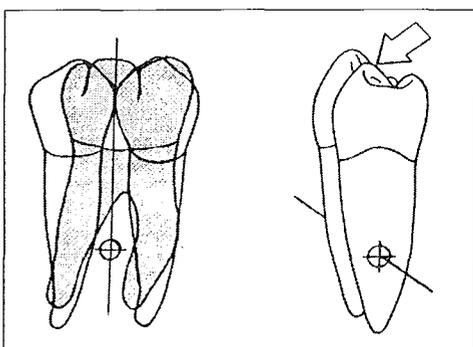


Figure 75

Deux prémolaires reliées : meilleure résistance à une force mésiodistale par rapport à une prémolaire seule car l'axe de rotation est différent. En revanche, pas de différence sous l'action d'une force buccolinguale.

Pour augmenter la stabilité buccolinguale, il faut au moins lier trois dents placées de façon non colinéaire, ce qui crée une unité multiradiculaire avec un axe de rotation qui reste en dehors des racines qu'elles soient soumises à des forces latérales buccolinguales ou mésiodistales. En revanche, cette liaison n'améliore en rien la résistance aux forces axiales.

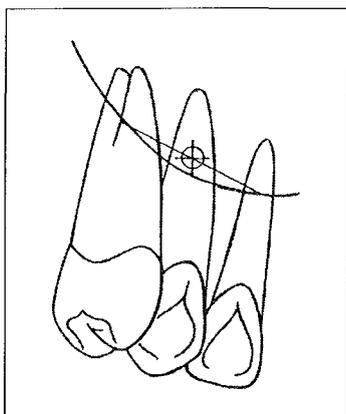


Figure 76
Trois dents adjacentes reliées, de disposition non-colinéaire : il existe une bonne stabilité buccolinguale, l'axe de rotation se situant en dehors des racines.

3.2.3. COMMENT EXPLIQUER LE BON COMPORTEMENT DES LIAISONS DENTS-IMPLANTS ALORS QUE L'ÉCOLE SUÉDOISE LES A PENDANT LONGTEMPS DECONSEILLÉES ?

Pendant longtemps, les Suédois ont répandu l'idée selon laquelle l'union d'une dent et d'un implant au sein d'une même prothèse, pouvait nuire à l'ostéointégration de l'implant. L'argument majeur était la différence de résilience entre ces deux entités, due à la présence du desmodonte autour de la dent, et qui n'a pas d'équivalent au niveau de l'interface os-implant.

La dent « mobile » imprime alors à l'implant « ankylosé », par l'intermédiaire du bridge, une flexion capable de rompre la liaison os-implant.

En effet, lors de la fonction manducatrice, l'effet de bras de levier (le pilier naturel se comporte comme un élément cantilever en raison de la dépressibilité du ligament alvéolo-dentaire) induit un moment de flexion sur l'implant, se traduisant par une concentration excessive de la contrainte occlusale et de son interface avec le tissu osseux (Skalak, 1985 [96] ; Sullivan, 1986 [99]), susceptible d'accélérer la perte osseuse marginale autour de l'implant, voire d'entraîner un échec thérapeutique par rupture de l'ostéointégration ou à un autre niveau (ciment de scellement, zones de soudure de la prothèse, ou encore au niveau de la jonction implant-prothèse).

Or, à ce jour, aucune étude clinique n'a pu confirmer cette hypothèse.

Au contraire, toutes les publications depuis 1986 (dont celle d'Ericsson et coll., 1991) témoignent d'un bon comportement des implants associés à des piliers naturels. Cette situation favorable s'explique pour certains (Rangert et coll., 1991 [81]) par l'élasticité de tout un ensemble formé par l'os-implant-vis de pilier-vis de prothèse (Bränemark system) qui réagit aux contraintes exercées sur le bridge mixte.

3.2.4. CONTRE-INDICATIONS

Les contre-indications à ce type de prothèse sont peu nombreuses et logiques !

3.2.4.1. ÉDENTEMENT ASSOCIÉ À DES DENTS ADJACENTES PARFAITEMENT SAINES

Effectivement, en partant du principe qu'on ne délabre pas des dents parfaitement saines pour en faire des piliers de bridge en prothèse conjointe purement dentaire, on ne transformera pas non plus des dents vivantes en piliers pour une prothèse mixte implanto-dento-portée.

3.2.4.2. DEMANDE PROTHÉTIQUE IRRATIONNÉE DU PATIENT

3.2.4.3. PROFIL PSYCHOLOGIQUE DU PATIENT

3.2.4.4. PILIERS DENTAIRE A FAIBLE VALEUR

Il s'agit de piliers fragiles au parodonte trop endommagé ou présentant un risque de fracture. Le Gall, Lauret et Saadoun (2000) [55] préconisent de n'utiliser que des piliers dentaires parfaitement sûrs pour des prothèses mixtes, c'est-à-dire de ne pas inclure de dents fragiles susceptibles de se fracturer ou dont le pronostic parodontal est réservé à moyen terme (5-7 ans). En effet, l'analyse critique des travaux à 10 ans montre que ce sont ces dents et non pas les implants qui sont la cause d'échecs.

3.2.4.5. EXISTENCE DE PARAFONCTIONS

Ce sont des contre-indications relatives (clenching, bruxisme, déglutition primaire..) dont il faut prendre garde car l'enfoncement sur la dent naturelle aura pour conséquences la création de bras de levier à la périphérie osseuse implantaire.

3.3. AVANTAGES

3.3.1. RESTAURATIONS DE GRANDE ÉTENDUE

La connexion dent-implant permet de réaliser des prothèses de grande étendue, qu'il s'agisse au départ d'édentement encastré ou distal.

Les petites reconstructions ne permettent que peu souvent le bon équilibrage prothétique et il est mieux de réserver à des réhabilitations larges ce choix mixte (Zuck et Brun, 2004 [106]).

Van Steenberghe et coll. en 1990, traitent les édentements partiels de grande étendue en connectant piliers naturels avec piliers implantaires.

Astrand et coll. en 1991 [3] proposent le traitement des classes 1 et 2 de Kennedy Applegate à la mandibule grâce à cette association, qui évite dans certains cas, tout risque de lésion du nerf dentaire inférieur et son pédicule vasculo-nerveux dans la région du foramen mentonnier.

De plus, Kayacan et coll. en 1997 [48], indiquent d'autres bénéfices tels que la réduction du nombre de piliers implantaires.

Gross et Laufer, en 1998 [53], préconisent ce type de prothèse pour résoudre les problèmes d'édentement encastré de grande étendue.

Le Gall, en 2000 (cf Le Gall et Saadoun, 2004 [57]), indique qu'une telle association permet de résoudre le traitement des édentements de grande étendue quand les conditions anatomiques ne permettent pas de poser un nombre suffisant d'implants, et aussi de restaurer des secteurs postérieurs quand la surface portante implantaire est réduite (implant de faible diamètre et / ou trop court).

3.3.2. CONSERVATION D'UNE PROPRIOCEPTION

Kay, en 1993 [47], parlait déjà de conserver des piliers naturels au sein d'une restauration mixte dent - implant pour conserver une proprioception, il utilisait le terme de « ponts vivants ».

Les avantages cliniques avancés par Le Gall (2000) sont une proprioception dentaire qui protège les dents de la surcharge et qui améliore la régulation des forces occlusales sur les implants reliés à ces dents et un meilleur contrôle des forces transversales, avec une augmentation des surfaces portantes.

En revanche, Rangert et Langer et 1998, distinguent l'association entre un implant et une dent de celle de plusieurs implants et plusieurs dents. En effet, l'augmentation du nombre d'implants rigidifie l'ensemble prothétique, ce qui supprimerait le rôle proprioceptif des dents.

3.3.3. RÉDUCTION DE LA MOBILITÉ DE L'ENSEMBLE

Si les dents naturelles ont une mobilité réduite, le fait de les relier ou pas à des implants a peu d'influence. En revanche, en cas de mobilité physiologique dentaire importante, la contention des dents de l'arcade complète avec les implants peut devenir obligatoire. Ceci permet d'éviter aux éléments sur implants de venir en suroclusion à chaque fermeture lorsque, par effet d'amortissement - déplacement, les dents naturelles s'enfoncent dans leurs alvéoles sous la pression occlusif (Le Gall, 2000, cf Le Gall et Saadoun, 2004 [57]).

3.3.4. CONSERVATION DES DENTS À SUPPORT PARODONTAL RÉDUIT : ROLE DE CONTENTION

Le fait d'associer implants et dents à support parodontal réduit mais sain, donc de légère mobilité, servirait de moyen de contention (Gross et Laufer, 1998 [53]).

Mais il n'est pas envisageable de vouloir « sauver » une dent par sa contention à un implant .En effet, toute dent dont le pronostic est inférieur à 5 ans devra être extraite et chacun des piliers naturels doit être testé comme sûr avant de l'inclure dans la prothèse mixte (Zuck et Brun, 2004 [106]).

Dans les parodontites avancées, Genon (1997) préconise l'utilisation de bridges mixtes étendus aussi à toute l'arcade.

Mais ce type de conception dans les parodontites avancées est controversé (Davarpanah et coll., 1999).

Arnoux, en 1992 [2], se sert de la connexion dent-implant pour contenir et conserver des dents à support parodontal réduit et mobilité importante. Mais pourquoi garder ces dents qui compliquent le traitement ?

En fait, Arnoux considère que c'est un avantage esthétique surtout si ces dents sont antérieures. Pour les secteurs postérieurs, comme la faible quantité osseuse interdit parfois de placer des implants dans de bonnes conditions sans mettre en œuvre des techniques sophistiquées, il peut être favorable de garder les dents mobiles. De plus, il n'est pas bon de condamner des dents juste pour permettre la mise en place d'implants.

3.3.5. MINORATION DES RISQUES DE FRACTURE

Elle intervient notamment lorsque le rapport axial prothèse / implant est défavorable.

3.3.6. PLUS GRANDE FACILITÉ A MAINTENIR LA STABILITÉ DE L'OCCLUSION

3.3.7. MEILLEUR CONTRÔLE DES FORCES TRANSVERSALES

Il existe un contrôle favorable en raison de la contention des forces transversales, développées sur les dents postérieures pendant la fonction. La participation partielle du secteur antérieur ou de l'arcade permet de réduire les forces appliquées à la zone crestale implantaire.

Un meilleur contrôle des forces antérieures transversales grâce à l'ancrage postérieur est également vrai lorsque la résorption centripète du maxillaire oblige à incliner vestibulairement les implants antérieurs (Le Gall, 2000, cf Le Gall et Saadoun, 2004 [57]).

3.3.8. FACILITÉ DE RÉALISATION DE LA PROTHÈSE TEMPORAIRE

Effectivement, le fait de disposer de piliers dentaires préparés pour le bridge implanto-dento-porté permet de réaliser une prothèse temporaire fixe ou adjointe pendant la période d'ostéointégration des implants.

En prothèse purement implantaire, ce n'est pas aussi facile et il est souvent confectionné une sorte de bridge collé provisoire plus ou moins stable dans le temps ou plus fréquemment une prothèse amovible provisoire, représentant des solutions moins agréables esthétiquement et fonctionnellement pour le patient (Kindberg, Gunne et al., 2001 [49]).

3.3.9. AVANTAGE PSYCHOLOGIQUE

Un des intérêts de la liaison dent-implant permet aussi d'éviter certaines extractions. La conservation symbolique des dents est un facteur psychologique non négligeable. Il est important de proposer une solution thérapeutique la plus conservatrice possible en fonction des traitements parodontaux envisageables.

3.3.10. PRONOSTIC DENTAIRE AMÉLIORÉ

La stabilité des dents et donc leur pronostic, sont confortés par la présence et l'utilisation d'implants (Genon, 1996 [29]).

3.3.11. REPÈRES DU COULOIR PROTHÉTIQUE CONSERVÉS

Ces repères, conservés par les dents naturelles, sont d'une grande aide pour la qualité prothétique finale en termes phonétique, de soutien des tissus mous, des lèvres et des joues.

L'expérience clinique et les études comparées in vivo de restaurations de trois éléments dento-implanto-portées montrent que la distribution des forces entre dents naturelles et piliers implantaires est plus influencée par la géométrie prothétique et le positionnement de l'implant que par les différences de caractéristiques sous la charge occlusale d'une dent et d'un implant (Zuck et Brun, 2004 [106]).

Les dents préservées vont faciliter le plan de traitement, en constituant des repères pour le choix des sites et la mise en place des implants. Elles participent au maintien des relations occlusales jusqu'aux enregistrements intermaxillaires et à la reconstruction. Elles sont utilisées tout au long du traitement comme ancrage des prothèses adjointes provisoires (Genon, 1996 [29]).

3.3.12. COÛT DU TRAITEMENT

Le coût du traitement est moindre car on ajoute seulement le prix de deux, trois ou quatre implants et un acte éventuel de chirurgie parodontale pour les dents maintenues, au frais d'un bridge conventionnel.

3.4. DESCRIPTION ET NATURE DE LA RECONSTITUTION PROTHETIQUE

Les forces de mastication vont être transmises aux implants et aux racines des dents naturelles par le biais de la reconstitution prothétique dont le type, le matériau, la forme, les propriétés mécaniques, le type de connexion aux implants et de connexion entre les segments prothétiques, le nombre, l'angulation et la distribution des implants et des dents support sont autant de facteurs déterminants dans la transmission des contraintes (Brunski, 1988 [12]).

3.4.1. TYPE DE MATÉRIAU UTILISÉ EN PROTHESE MIXTE

3.4.1.1. MATÉRIAU COSMÉTIQUE ET OCCLUSAL

Les matériaux utilisés pour restaurer l'occlusion jouent un rôle dans la transmission des forces appliquées.

Un matériau de recouvrement idéal se caractériserait, du point de vue du laboratoire, par une manipulation simple, la possibilité de réparation et d'adjonction ultérieures et un coût réduit.

Cliniquement, on attendrait du matériau de recouvrement, hormis ses propriétés esthétiques excellentes, une dégradation mécanique, thermique et chimique minimale à longue échéance.

Aucun matériau de revêtement actuellement disponible ne remplit d'une manière idéale toutes ces exigences.

Pour choisir, il faut systématiquement comparer leurs paramètres physiques et chimiques auxquels il faut ajouter le comportement à l'abrasion, les possibilités de polissage, l'expérience à long terme, les facilités de réparation ainsi que le coût.

De plus, en dehors de toute considération esthétique, ce choix dépend de plusieurs facteurs : la force appliquée, le concept occlusal, la surface de contact, l'état de surface, la fréquence des contacts occlusaux.

Différentes céramiques ou résines peuvent être utilisées comme matériau de recouvrement.

L'épaisseur de la couche cosmétique dépend du matériau utilisé.

Les informations qui suivent s'appliquent au départ aux prothèses fixées sur implants ; parce que nous savons qu'elles s'appliquent aussi aux prothèses fixées sur dents naturelles, pourquoi les données seraient-elles moins exactes pour les prothèses implanto-dento-portées ?

3.4.1.1.1. Résines composites

3.4.1.1.1.1. **généralités**

Les résines peuvent être utilisées comme matériau cosmétique seulement (il existe alors une infrastructure métallique) ou comme matériau coronaire à part entière (couronne uniquement en résine, matériau provisoire en général).

Le choix d'un matériau de reconstruction est essentiel lorsque l'on considère sa capacité à transmettre les forces occlusales au support osseux.

L'utilisation de matériaux composites comme matériau cosmétique et occlusal a souvent posé des problèmes :

- Propension à l'accumulation de plaque plus importante que la céramique, lié à la difficulté de polissage et à la moindre qualité de l'état de surface obtenue.
- Nombreuses fractures sur les reconstitutions en composite. Celles-ci sont soit cohésives, dues à une insuffisance de résistance au cisaillement du matériau, soit adhésives, résultant d'un manque d'adhésion entre infrastructure métallique et composite.
- Capacité d'usure rapide et résilience importante entraînant une perte de support occlusal.

Cependant la réparation des résines se révèle assez rapide comparée à la céramique.

Ainsi, l'utilisation des résines composites présente des avantages de manipulation par rapport à la céramique, mais, de par leur relative fragilité, il est recommandé de n'utiliser ces matériaux que pour des restaurations provisoires à long terme.

3.4.1.1.1.2. **Quelques considérations sur le rôle amortisseur de la résine**

L'école suédoise propose d'utiliser des faces occlusales en résine sur toutes les reconstructions prothétiques implantaires, et ce afin de réduire la transmission des contraintes et ainsi favoriser la distribution des forces occlusales aux implants et à l'os. Cependant, si la résine permet de diminuer l'intensité des forces occlusales fonctionnelles, la céramique résiste mieux aux forces statiques, et notamment à celles déployées lors d'une contraction intense des arcades dentaires (Clayton et Simonet, 1990 [19]).

Naert et Vandamme (2003) [71] expliquent que dans les cas de prothèses combinées, confrontés au problème de la concentration des contraintes (forces) au niveau de l'implant, ils ont cherché une solution dans le choix du matériau occlusal afin d'amortir l'impact des contraintes. La résine s'avérait un meilleur amortisseur que la porcelaine. Grâce à cet effet amortisseur (déjà utilisé dans les bridges complets sur implants, Bränemark), la résine réduirait les contraintes sur les implants.

De même, la résine était déjà en usage dans les bridges portés par une combinaison dents-implants, toujours dans le même but. Toutefois, il fallait souvent, lorsque l'espace interocclusal était réduit, appliquer la résine en fines couches, ce qui ne manquait pas de donner lieu à des fractures du matériau.

Ismail et al. (1989) [43] ont démontré à travers une analyse d'éléments finis que les matériaux composite, la porcelaine et les alliages or présentent plus ou moins les mêmes valeurs et les mêmes profils pour la distribution des contraintes engendrées dans les implants et les tissus environnants.

En se servant des procédures d'Ismail et al., Davis et al.(1988) [22] concluent que la résine offre des avantages en termes de réduction des tensions causées par l'action de forces importantes imprévues, par exemple lorsque le patient, inconsciemment, mord très fort un objet dur (= impact).

Clelland et coll. (1991) [20] et Van Rossen et coll. (1990) [104] utilisent également la méthode d'analyse par les éléments finis et précisent :

Le recours à des éléments amortisseurs permet de réduire l'impact des forces transmises à l'os autour d'un implant non relié aux dents naturelles, mais n'intervient pas dans la répartition géographique des contraintes.

En revanche, en cas de connexion avec une dent naturelle, la contrainte transmise à l'os péri-implantaire s'en trouverait répartie de façon plus uniforme.

Mais ces « calculs théoriques » n'autorisent que des extrapolations pour des modèles in vivo.

En effet, l'étude de Cibirka (1992) [18] qui utilise des jauges de contraintes placées au niveau de l'os de cadavres, ne met pas en évidence des différences significatives quant aux contraintes observées et enregistrées à l'interface os-implant, selon que le matériau de réception et de transmission des forces verticales soit en résine, céramique ou or.

Naert et al. (2001) [73] ont cherché à savoir si le matériau occlusal a une influence sur le taux moyen annuel de perte osseuse marginale, ce sur une période de 15 ans. Même si pendant les 6 premiers mois après l'insertion de la restauration, on peut noter une différence significative en perte osseuse marginale entre les implants pourvus de restaurations en porcelaine, d'une part, et en résine, de l'autre, on constate que cette différence disparaît par la suite.

Ainsi, aucune étude sérieuse ne semble démontrer la nocivité des réalisations prothétiques céramo-métalliques sur implants-dents par rapport à l'utilisation de résines, bien qu'il ait été démontré in vitro que ces dernières réduisent effectivement l'impact des forces transmises (comparativement à la porcelaine ou aux métaux).

3.4.1.1.2. Résines acryliques

3.4.1.1.3. Céramiques

Comparée aux reconstitutions à recouvrement composite, la dégradation chimique est minimale à long terme, l'esthétique et la qualité de surface sont meilleures.

Il est malheureusement très difficile, voire impossible de réparer ou d'adjoindre de la céramique en poudre.

Une dent en céramique ayant subi les efforts de l'attrition ne peut-être remise dans un four sans que les microfêlures internes ne se libèrent et ne conduisent à des fractures.

Les revêtements céramiques en prothèse implanto-dento- portée se fracturent aussi rarement

qu'en prothèse fixée conventionnelle.

Cependant, Clayton et Simonet en 1990 [19] rappellent que les capacités d'usure de la céramique ne sont pas favorables : glacée elle ne s'use pas, dépolie elle s'use trop. De plus, sa dureté provoque une transmission des forces quasi-intégrale aux implants sous-jacents.

En fait, l'association de plusieurs matériaux pourrait selon eux être une option judicieuse : l'or a un coefficient d'usure favorable mais une faible résilience alors que la résine a un coefficient d'usure défavorable mais une grande résilience.

En conséquence, ils proposent une restauration prothétique implantaire composée d'une résine cuite sur une infrastructure métallique et dont les faces occlusales sont en or .

Malgré cela, en se basant sur les études à long terme effectuées jusqu'aujourd'hui, la céramique semble être le matériau cosmétique et occlusal de choix pour la plupart des prothèses implanto-dento-portées.

En conclusion, les patients peuvent être traités prothétiquement à long terme avec succès grâce à des restaurations céramo-métalliques.

Il n'existe aucune corrélation entre la nature des surfaces occlusales prothétiques (résine / céramique) et l'évolution de la hauteur de l'os péri-implantaire.

3.4.1.2. INFRASTRUCTURE

L'infrastructure doit, comme en prothèse fixe conventionnelle, soutenir suffisamment le matériau cosmétique, mais également en même temps, laisser assez de place pour que ce revêtement soit esthétique.

Il est pour cela indispensable que la configuration de l'infrastructure soit élaborée à partir d'une clé issue de la maquette de diagnostic.

La morphologie de l'infrastructure dépend des volumes des tissus mous et durs résiduels.

Lors de la réalisation de l'infrastructure, il faut décider, à l'aide de la cire de diagnostic, si un déficit osseux et/ou muqueux doit être compensé.

D'après Grunder (1990) [31], il est primordial d'obtenir une adaptation globale sans tension de l'infrastructure. En effet, si cette adaptation passive n'est pas obtenue, des contraintes excessives et transversales seront transmises aux piliers. Ces contraintes peuvent nuire à l'ostéointégration ou conduire à des problèmes structurels.

3.4.2. MORPHOLOGIE DES PROTHESES CONJOINTES SUPRA-IMPLANTO-DENTAIRES

La morphologie des bridges mixtes ne présente pas de nouveautés particulières en ce sens que sur les piliers implantaires seront appliquées les règles de la prothèse sur implants et que sur les piliers dentaires et au niveau des intermédiaires seront appliquées les règles classiques de la prothèse fixée.

3.4.2.1. SEGMENTS PROTHÉTIQUES SUPRA IMPLANTAIRES

Les paragraphes suivants détailleront les exigences occlusales de la prothèse sur implants, et par conséquent celles des segments prothétiques supra implantaires dans le cas de bridges mixtes.

Les exigences prothétiques d'une prothèse implantaire, étant donné la grande rigidité des implants dans l'os, conduisent à opérer une adaptation des faces triturantes, clairement établie par Toubol (1985) [100] avec :

- Orientation des faces occlusales en intercuspidie maximale selon le grand axe du moignon implantaire afin de privilégier les forces axiales.
- Réduction des tables occlusales dans le sens vestibulo-buccal afin de réduire les forces masticatoires.
- Elimination de toutes les forces à composante horizontale afin de diminuer les contraintes osseuses.

De plus, le diamètre plus faible des moignons implantés va interdire le report d'une anatomie occlusale classique, qui serait génératrice de surcontour.

3.4.2.1.1. Réduction et orientation de la table occlusale

Les contacts occlusaux, permettant de faire travailler l'implant selon son grand axe, doivent être nécessairement tripodiques : la résultante de tels contacts donne une force s'appliquant selon l'axe du support.

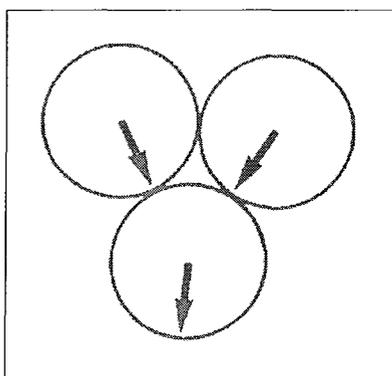


Figure 77
Le tripodisme selon Bert (1984) [8].

Bert (1984) [8] préconise une réduction non homothétique des surfaces occlusales en gardant à l'esprit que :

- Les cuspidés d'appui (vestibulaires mandibulaires et palatines maxillaires) maintiennent la dimension verticale d'occlusion lors de l'intercuspidie maximale et jouent un rôle dans l'écrasement des aliments. Elles sont en rapport avec les fosses centrales et les crêtes marginales des dents antagonistes.

- Les fosses centrales doivent se situer dans l'axe de l'implant pour stabiliser la prothèse et l'implant dans les rapports statiques. Lors d'un contact tripodique, elles transmettent à l'élément sous-jacent la composante axiale ; les versants cuspidiens intéressés sont les versants externe et interne de la cuspide d'appui, et le versant interne de la cuspide guide.
- Les cuspides guides (linguales mandibulaires et vestibulaires maxillaires) jouent un rôle dans la section des aliments et leur déflexion vis-à-vis des tissus mous. Elles sont en rapport avec les embrasures intercuspidiennes et interdentaires des dents antagonistes.

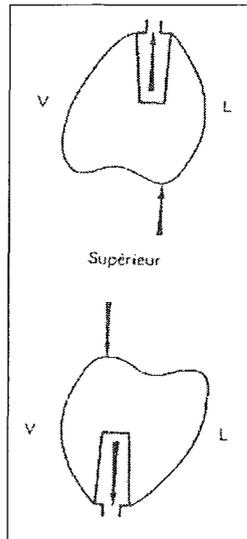


Figure 78
Axe des faces occlusales selon Bert (1984).

Ainsi, la table occlusale peut se réduire de :

- La moitié du versant externe de la cuspide d'appui.
- La moitié du versant interne de la cuspide guide.
- Tout le versant externe de la cuspide guide.

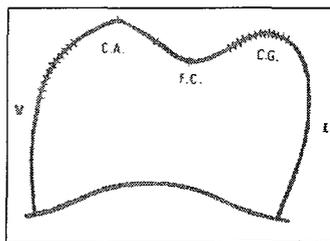


Figure 79
Modification occlusale selon Bert (1984).

Il en résulte une morphologie réduite non homothétiquement mais toujours adaptée à la fonction.

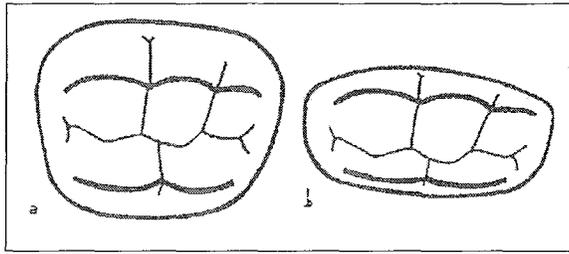


Figure 80
Anatomie normale et modifiée d'une molaire inférieure selon Bert (1984).

Si les surfaces occlusales postérieures sont systématiquement diminuées en largeur et le relief cuspidien minoré, voire supprimé, les forces transversales seront moins importantes.

Cependant, les effets suivants pourront survenir :

- L'efficacité masticatoire diminuera de façon notable.
- Il y aura tentative d'adaptation avec évasement du cycle et contraction musculaire plus importante dans une recherche d'efficacité.
- L'évasement excessif du cycle pourra se traduire par des contacts sur les dents normalement cuspidées côté opposé et interdire pratiquement la mastication du côté implanté.
- Les forces axiales seront plus importantes pour obtenir la même efficacité.

Ces conditions réunies favorisent l'installation de désordres tempo-mandibulaires.

Trévoux et Salama (1995) [101] préconisent aussi un dessin particulier pour la prothèse sur implants, en reprenant les affirmations précédentes.

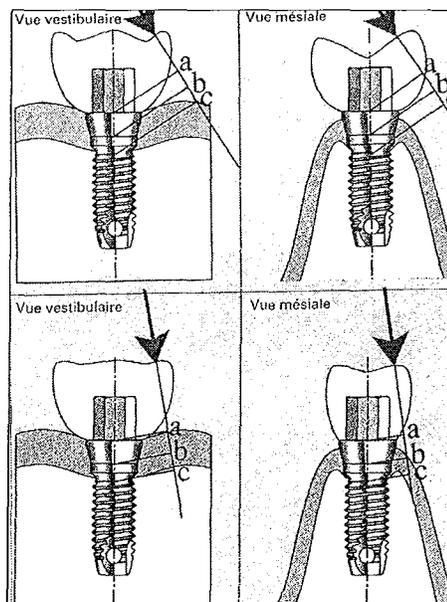


Figure 81

Ainsi, l'inclinaison des cuspides des secteurs molaires et prémolaires ne doit pas être exagérée.

En prenant le cas de deux inclinaisons différentes, on remarque que si l'inclinaison est trop marquée, la direction de la force s'écarte du grand axe de l'implant en vue vestibulaire et mésiale. Les moments de torsion seront alors élevés.

Pour les réduire, un aplatissement des cuspides donnera une direction à la force plus parallèle au grand axe de l'implant.

De la même manière, une réduction du diamètre vestibulo-lingual de la couronne permettra de diminuer le moment de torsion.

En comparant les deux situations (schémas de gauche dans la figure 81), il est possible en aplanissant les cuspides vestibulaires de réduire de 30 à 35 % le bras de levier et par conséquent le couple de torsion.

En comparant les schémas de droite, le simple fait de réduire le diamètre vestibulo-lingual des couronnes permet de diminuer de 50 % le bras de levier et donc le moment de torsion.

Dans la région molaire, il est nécessaire que le bras de levier n'excède pas deux fois le rayon implantaire ; pour la région incisive, il ne faut pas dépasser quatre fois le rayon de l'implant.

Pour ce qui est des cantilevers, en région molaire il ne doit pas excéder le diamètre d'un pilier implantaire ; pour la région incisive, il ne doit pas dépasser deux fois ce diamètre.

3.4.2.1.2. Elimination des forces à composante horizontale

Toubol (1985) [100] propose de créer une pente de désengrènement à partir du fond de la fosse, d'une longueur de 1,5 mm pour tenir compte du mouvement latéral immédiat (immediate side shift).

Cette surface permet dans les mouvements parafonctionnels (sans interposition du bol alimentaire) de ne pas créer de forces horizontales pures.

De même, il crée une pente initiale de désengrènement au niveau de la face palatine de la canine maxillaire d'une longueur de 1,5 mm, dans la partie la plus déclive du cingulum.

Si les forces horizontales sont à éviter, il faudra également veiller à ne pas créer de forces verticales décentrées qui provoquent les mêmes effets qu'une force horizontale directe.

Il ne faudra pas oublier également de modifier l'arcade antagoniste pour recréer une courbe de Spee et éliminer les interférences.

3.4.2.1.3. Morphologie selon l'arcade antagoniste

Pour assurer un calage précis en intercuspidie maximale et une distribution égale des forces sur tous les éléments, la morphologie prothétique devra assurer des contacts simultanés et bilatéraux (Chapman, 1989 [16]).

Cependant, celle-ci devra tenir compte de la nature de l'arcade antagoniste :

- Si l'antagoniste n'est pas de nature implanto-portée, la morphologie des éléments supra-implantaires présente une réduction du versant externe de la cuspide d'appui et des versants interne et externe de la cuspide guide.

Les faces occlusales des couronnes sont donc réduites et les surplombs vestibulaires et linguaux augmentés.

Le point de contact intermaxillaire se fait uniquement entre la fosse centrale de la reconstitution supra-implantaire (ce qui est à l'aplomb du grand axe de l'implant), et la cuspide d'appui, de la dent naturelle antagoniste.

Il y a donc application des contraintes suivant le grand axe de l'implant.

Selon Romerowski et Bresson (1988) [91], cette situation correspond, en denture naturelle, à un équilibre relatif lié à l'existence de 2 points de contact A et B ou B et C entre la cuspide d'appui et la fosse centrale antagoniste.

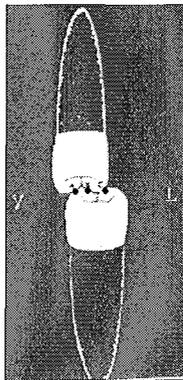


Figure 82

Rapport conventionnel entre deux dents selon Moulin (1997) [69].

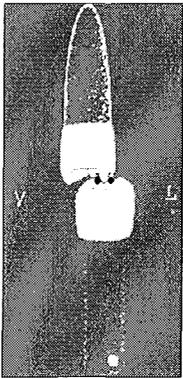


Figure 83

Rapport antagoniste entre une dent et une prothèse sur implant selon Moulin (1997).

- Si l'antagoniste comporte des prothèses implanto-portées, chacun des grands axes d'implant doit être placé sous la fosse centrale de la prothèse sus-jacente. Or, il ne peut y avoir pour chacun des implants, à la fois une application des contraintes suivant leur grand axe et un contact occlusal en relation cuspide-fosse. C'est pourquoi Misch (1993) [67] propose un contact intermaxillaire sur les versants internes des cuspidés d'appui.

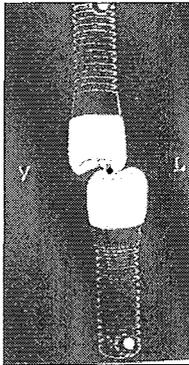


Figure 84

Rapport antagoniste entre deux prothèses sur implants selon Moulin (1997).

3.4.2.1.4. Conseils cliniques plus actuels de réalisation prothétique

Ces conseils sont donnés par Le Gall, Lauret et Saadoun (2000) [55].

En effet, pour la réalisation prothétique supra-implantaire, ils envisagent deux situations distinctes.

3.4.2.1.4.1. **1^{er} cas : la surface portante est satisfaisante**

La surface portante réellement posée et ostéointégrée est satisfaisante en surface, position, orientation et nombre d'implants et la prothèse implantaire peut être réalisée sans restriction. Rappelons que la surface portante est déterminée par les dimensions et la forme générale de l'implant (macrostructure) et par ses caractéristiques de surface (microstructure).

Elle doit le plus possible se rapprocher de celle de la dent perdue au même endroit.

Dans ce premier cas, la surface occlusale de la prothèse implantaire ne doit pas être sensiblement différente de celle d'une dent naturelle.

L'objectif prioritaire du clinicien doit être la restauration d'une anatomie fonctionnelle en harmonie de guidage cuspidien avec les dents naturelles voisines et les structures articulaires du patient.

Son accomplissement permet d'assurer l'efficacité de la déglutition et de la mastication dans le respect de l'équilibre neuro-musculaire du patient et d'éviter l'installation de troubles temporo-mandibulaires.

3.4.2.1.4.2. **2^{ème} cas : la surface portante nécessaire est difficile à atteindre**

Il faudra selon le cas et le type d'os rencontré :

- Faire une mise en charge des implants à la fois progressive dans le temps et graduée en intensité afin d'améliorer la résistance de l'os péri-implantaire. Si des sollicitations douces, bien en deçà de son seuil de résistance, sont appliquées à l'os, sa résorption est évitée et son remodelage est

permis. Cette mise en charge doit être d'autant plus longue et délicate que l'os est peu dense. Le principe de cette mise en charge progressive donne lieu à consensus alors que la façon de la réaliser et son rythme restent controversés.

- Adapter secondairement la surface occlusale prothétique à la surface portante implantaire réellement ostéointégrée, en fonction du cas :

- en diminuant la largeur de la surface occlusale de la prothèse implantaire et en ajustant les dents antagonistes par adjonction / soustraction pour ne conserver que des guidages réduits, mais équilibrés.

Il faut absolument éviter de trop minimiser le relief cuspidien, car on court le risque d'induire des troubles temporo-mandibulaires. Les guidages prothétiques doivent être en harmonie avec ceux existant sur les dents naturelles voisines.

- En aménageant dans le relief cuspidien des sillons d'échappement plus importants, afin de diminuer la charge occlusale et d'améliorer l'échappement du bol alimentaire sous la pression de mastication.
- En réalisant des dents provisoires.

3.4.2.2. SEGMENTS PROTHETIQUES DENTAIRES

Au niveau de ces segments seront appliqués les principes habituels de prothèse fixée conventionnelle, à savoir restaurer au mieux la morphologie de la dent telle qu'elle était au départ. Le fait d'associer dents-implants sous une même prothèse ne modifie en rien ces concepts fondamentaux quand il s'agit de la morphologie d'une couronne (faisant partie d'un bridge mixte) sur un racine naturelle.

3.4.3. MOYENS DE CONNEXION ENTRE SEGMENTS DENTAIRES ET SEGMENTS IMPLANTAIRES

3.4.3.1. TYPES DE LIAISONS (LAUFER ET GROSS, 1998) [53]

3.4.3.1.1. Classification

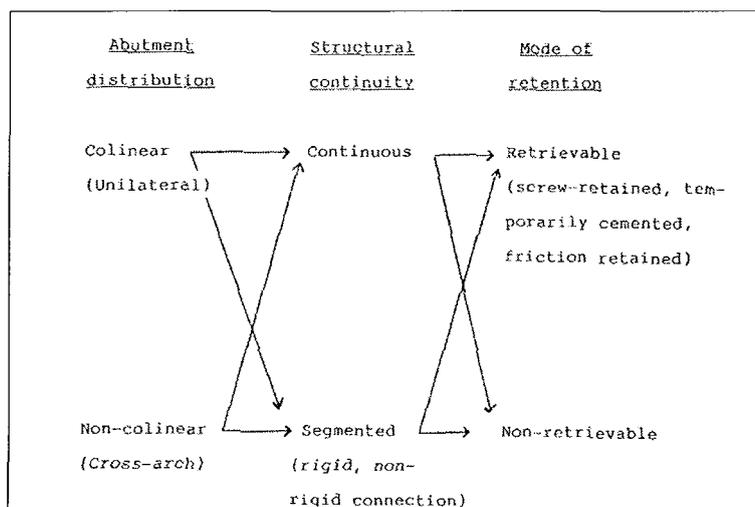


Figure 85
Classification des liaisons.

La classification des différentes liaisons possibles tient compte de trois facteurs : la distribution des piliers implantaires et dentaires, la continuité de la structure et le mode de rétention prothétique.

Ce sont ces trois facteurs qui détermineront la nature de la liaison.

La distribution des piliers peut être :

- **Colinéaire** : les piliers sont joints dans un même segment et selon une ligne droite.
- **Non colinéaire** : les piliers sont joints mais ne sont pas sur la même ligne, il existe au moins deux segments.

La structure prothétique peut être :

- Une structure **continue** : tous les piliers sont solidarisés par une seule et même pièce prothétique.
- Une structure **discontinue** : il existe différents segments prothétiques reliés entre eux par des éléments rigides, semi-rigides ou non-rigides qui forment les connexions.

Le mode de « retenue » prothétique. Il peut s'agir :

- D'une prothèse **démontable** : les piliers implantaires sont vissés de manière rigide sur les implants alors que des coiffes télescopiques (« copings ») sont scellées définitivement sur les dents. La suprastructure sera soit scellée avec du ciment provisoire sur ces piliers dentaires et implantaires ou vissée sur les copings et les piliers implantaires avec des vis

de retenue.

- D'une prothèse **non démontable** : la suprastructure est scellée avec un ciment définitif sur les piliers.

3.4.3.1.2. Description des cas possibles de liaisons

3.4.3.1.2.1. **Premier cas : structure continue, prothèse non démontable, distribution colinéaire ou non**

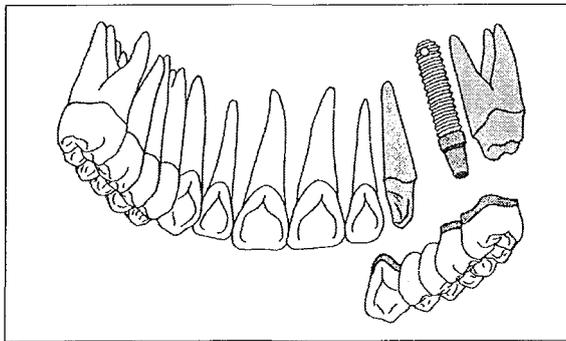


Figure 86
Bridge formé d'une seule pièce, scellé définitivement, linéaire.

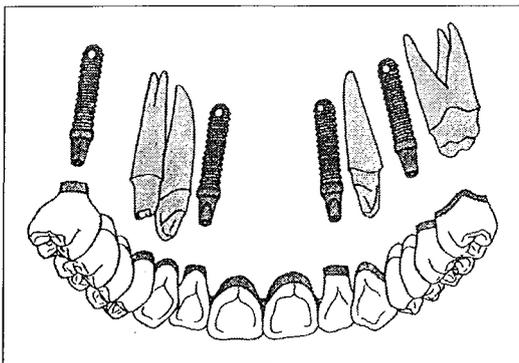


Figure 87
Bridge complet formé d'une seule pièce, scellé définitivement.

Il s'agit de prothèses fixes conventionnelles, qui présentent des inconvénients relatifs à cette liaison :

- Le scellement permanent ne permet pas de démonter la prothèse en cas de perte d'implant, de perte de vis de pilier ; une erreur n'est pas envisageable dans ce cas à moins de tout recommencer. Un scellement provisoire en remplacement serait risqué car il exposerait à un risque de caries et à une mauvaise qualité de ciment.
- La pression hydraulique peut empêcher une assise complète durant la phase de scellement

de la prothèse au niveau de piliers légèrement mobiles.

Une étude réalisée a montré que l'épaisseur de ciment sur une dent un peu mobile était de 50 à 60 μm à la différence d'autres piliers stables où elle était de 20 à 40 μm . L'épaisseur de ciment augmente proportionnellement avec la mobilité. Cette ouverture des joints peut laisser du ciment se dégrader et provoquer des caries.

Un scellement définitif étant difficile à réaliser quand il existe de nombreux piliers, une alternative est de sceller définitivement la prothèse sur les piliers dentaires et de la visser sur les piliers implantaires.

- La surcharge implantaire : elle existe de part la liaison d'un implant, jouant le rôle de pilier terminal, avec une dent. Mais Olsson et al. (1995) [76] ne montrent aucun effet délétère par rapport à une connexion rigide entre une dent et un implant terminal en postérieur de la mandibule.

3.4.3.1.2.2.

Deuxième cas : structure segmentée avec connexion, prothèse démontable, distribution colinéaire ou non

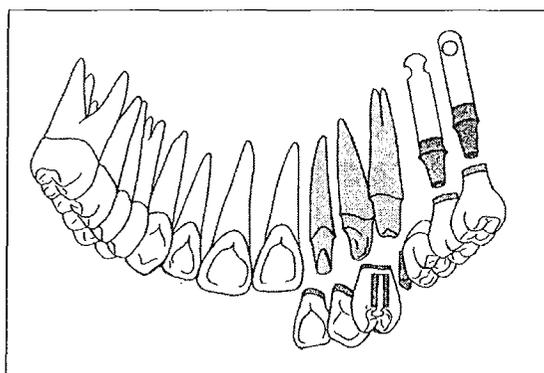


Figure 88

Bridge segmenté non colinéaire, scellé avec du ciment provisoire.

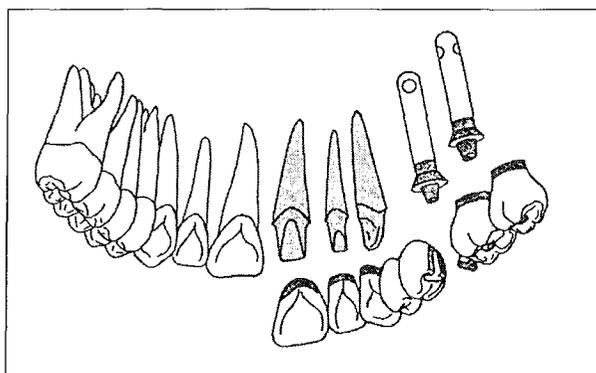


Figure 89

Bridge segmenté non colinéaire, scellé provisoirement sur les dents et vissé sur les implants.

La liaison sépare le segment implantaire du segment dentaire qui seront connectés de façon rigide ou non rigide. S'il existe un intermédiaire, il peut être pris dans le segment dentaire ou dans le segment implantaire.

Du ciment provisoire maintient la prothèse sur les copings et les piliers implantaires ou seulement sur les copings avec des vis de retenue verticales sur les piliers implantaires.

Une connexion rigide entraîne une charge potentielle pathologique sur les implants due à une différence de résilience entre dent et implant (cette différence s'amenuise quand plusieurs piliers dentaires sont reliés). Le connecteur peut être une vis de fermeture qui verrouille les deux segments entre eux grâce à des composants métalliques préfabriqués sur chaque segment servant de pas de vis.

L'utilisation de ce connecteur est judicieuse quand le segment implantaire ne peut pas supporter seul la charge (angulation défavorable de l'implant, implant court, peu d'implants) ; le segment dentaire relié permet alors de protéger les implants de la surcharge.

Le nombre de piliers dentaires à incorporer dépend de la stabilité de chacun et du support parodontal.

Une connexion non rigide provoque un risque d'intrusion de la dent support (connecteur semi rigide). Ce type de connexion semi rigide ne verrouille la prothèse que dans l'axe mésiodistal et buccolingual et pas dans l'axe vertical, il peut donc exister un décalage vertical entre les segments sous l'effet de forces axiales.

L'utilisation de connecteur permet le démontage de la prothèse et une adaptation prothétique éventuelle en cas de perte d'éléments.

3.4.3.1.2.3.

Troisième cas : structure continue colinéaire démontable / structure segmenté avec connexion rigide non colinéaire démontable, scellées uniquement

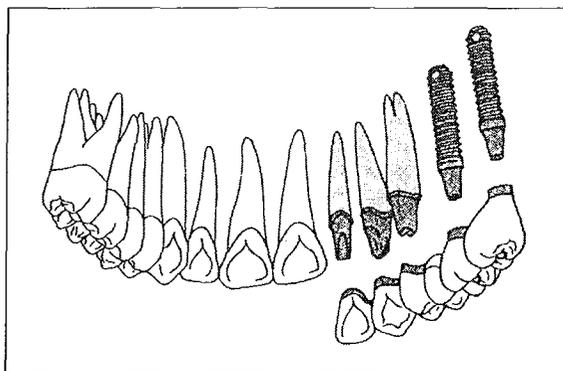


Figure 90

Bridge formé d'une seule pièce, colinéaire, scellé temporairement, avec coiffes télescopiques au niveau des dents scellées définitivement.

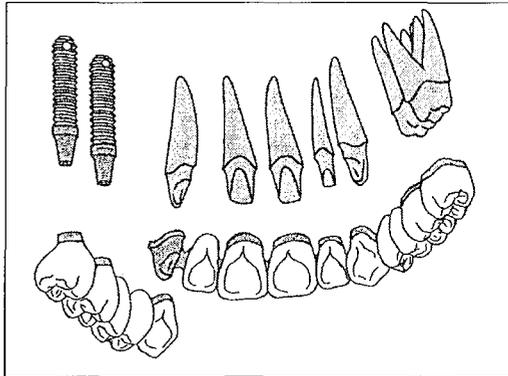


Figure 91
 Bridge segmenté non colinéaire, segment dentaire scellé définitivement, segment implantaire scellé avec du ciment provisoire.

Il s'agit des bridges télescopiques. Les coiffes télescopiques (copings) sont scellées définitivement sur les dents, la suprastructure est scellée avec un ciment provisoire sur les copings et les piliers implantaires, elle est donc démontable. La suprastructure est d'une même pièce ce qui équivaut à une connexion rigide, ou en deux parties (structure non colinéaire) connectées de façon rigide.

C'est indiqué lorsque le segment implantaire est trop fiable pour se suffire à lui-même. Les inconvénients sont :

- Les copings sont chères et plus difficiles à fabriquer.
- En antérieur, une coiffe n'est pas très esthétique.
- La préparation de la dent est plus délabrante pour une coiffe.
- Si du ciment temporaire se dégrade au niveau d'un segment, celui-ci agit comme un cantilever au niveau de l'autre segment.

3.4.3.1.2.4. **Quatrième cas : structure continue non colinéaire démontable scellée**

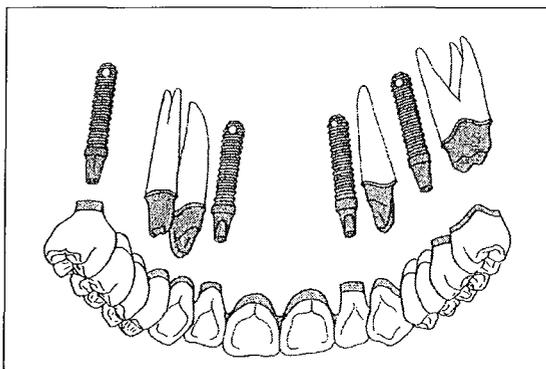


Figure 92
 Bridge non colinéaire formé d'une seule pièce, scellé avec du ciment provisoire.

Cette configuration est indiquée quand il existe une distribution dépareillée ou spéciale de l'arc prothétique, par exemple quand la localisation des implants n'est pas groupée mais répartie entre les piliers dentaires.

En effet, cette distribution ne permet pas la séparation d'un segment purement dentaire avec un segment implantaire puisque implants et dents sont mélangés sur l'arc.

Elle est aussi indiquée quand les piliers dentaires ont une mobilité modérée à forte ou un pronostic questionnable.

L'avantage de cette prothèse est son pouvoir de réduction de la mobilité des dents liées en augmentant leur stabilité face aux forces latérales.

Les copings scellés protègent les dents et la suprastructure scellée provisoirement est démontable.

Qui dit démontable ne dit pas perte de la prothèse en bouche, la phase de scellement reste une phase primordiale et qui se doit d'être rigoureuse.

3.4.3.1.3. Prothèse scellée et prothèse vissée

En prothèse mixte, la suprastructure sera le plus souvent scellée sur le segment dentaire provisoirement ou définitivement (dans certains cas, elle peut être vissée sur les faces linguales ou palatines des dents au-dessus des coppings) et pourra être soit scellée au niveau du segment implantaire soit vissée avec une vis de retenue ou vis de maintien sur les implants.

S'il existe un attachement vissé permettant la connexion des deux segments, on parlera de prothèse vissée... mais qui pourra être scellée sur les dents et les implants.

S'il s'agit d'une armature monobloc sur dents et implants, c'est un cas comparable à la prothèse fixe conventionnelle scellée ; c'est l'infrastructure la plus simple et la plus économique mais qui rend tout démontage impossible sans détruire la prothèse.

En définitive, un bridge mixte pourra avoir des parties scellées, d'autres vissées (vissées seulement au niveau des attachements ou sur les implants ou sur les dents), ou être complètement scellé (donc indémontable si scellé avec du ciment définitif).

3.4.3.1.3.1.

La vis de retenue ou vis de rétention ou vis de maintien

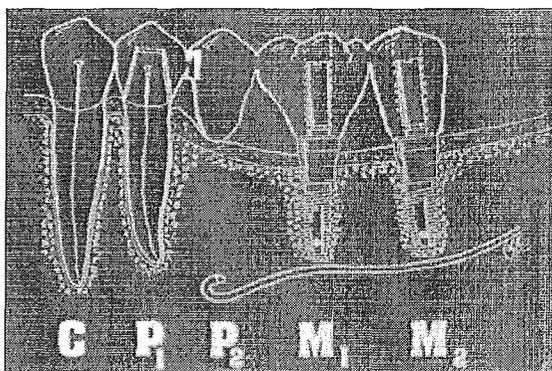


Figure 93

Prothèse mixte avec connexion non rigide et segment implantaire vissé (English, 1993) [24].

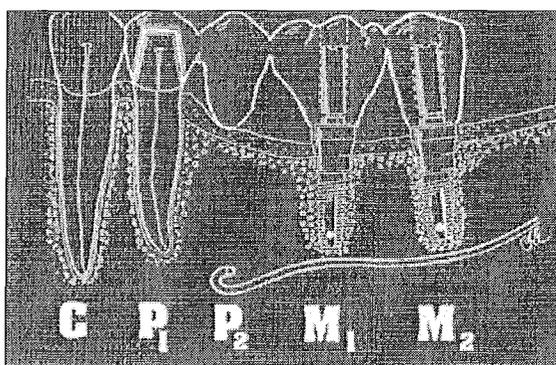


Figure 94

Prothèse mixte « monobloc » vissée sur les implants et scellée provisoirement sur le coping (ou coiffe télescopique), lui-même étant scellé définitivement, possibilité de démontage (English, 1993).

Avantages :

Le fait d'avoir ce segment prothétique implantaire vissé sur les implants permet le démontage aisé de la prothèse ainsi que son remontage. La possibilité de l'enlever et de la remettre grâce au dévissage/revissage rend facile d'éventuelles chirurgies périimplantaires ou péri-dentaires et permet d'effectuer des réparations. De plus, l'hygiène buccodentaire est plus accessible.

Inconvénients :

- L'anatomie occlusale est altérée et il existe un problème esthétique (vis d'accès occlusal).
- Perte potentielle de la vis due à un ajustement de l'armature inadapté ou à la présence de débris dans le pas de vis ; à des malocclusions ; à des forces para-fonctionnelles (bruxisme) ; à un bras de levier excessif dû à un cantilever surétendu ; à des torsions excessives sur les restaurations dentaires ; ou encore à des composants présentant un ajustage moyen.

- Risques de fêlures et fractures de céramique à cause d'un médiocre positionnement des contacts occlusaux (du fait de la présence de la vis).
- Technique plus délicate et légèrement utopique pour obtenir un ajustement parfait.
- Il faut pouvoir créer un pas de vis dans le pilier implantaire ou l'implant lui-même.
- La délocalisation d'un patient peut interférer avec la maintenance et le suivi du traitement.

3.4.3.1.3.2.

Le ciment

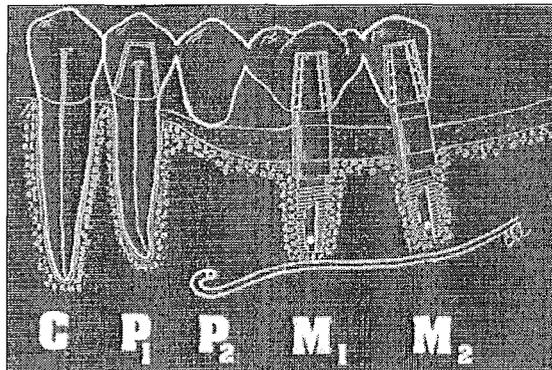


Figure 95

Prothèse mixte « monobloc » scellée définitivement sur les implants et la dent, pas de possibilité de démontage.

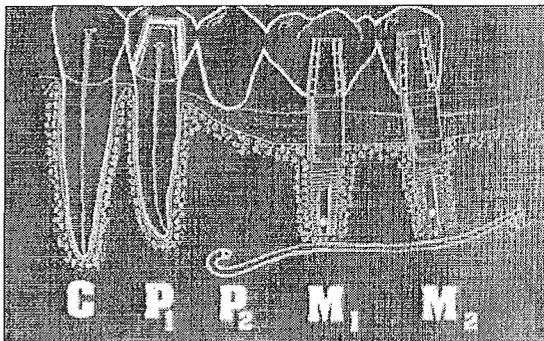


Figure 96

Prothèse mixte « monobloc » scellée provisoirement sur les implants et le coping, possibilité de démontage.

Avantages:

- Le scellement d'une prothèse représente une technique simple et familière.
- L'anatomie occlusale et l'esthétique sont maintenus.
- Il n'existe pas de « maintenance de vis ».
- Il n'existe pas d'infiltration de micro-organismes au niveau occlusal.
- La charge occlusale est distribuée plus également aux piliers.
- Les piliers peuvent être modifiés pour permettre plus d'embrasures proximales afin de permettre l'hygiène interproximale.

- Le die spacer et le ciment peuvent « compenser » les imprécisions des techniques de transfert.

Inconvénients :

- Démontage moins aisé en cas de réparations nécessaires, de chirurgie ou de nettoyage.
- Le ciment ne peut pas être utilisé dans les cas où il existe des problèmes de trajectoires prothétiques. En revanche, une vis dans l'infrastructure pourra corriger le mésalignement et une autre dans la superstructure permettra le placement de façon esthétique du fragment dentaire.

3.4.3.2. TYPES DE CONNEXION

3.4.3.2.1. Connexion non rigide entre la dent et l'implant

3.4.3.2.1.1. **Définition**

« Non rigide » signifie que la liaison entre la dent et l'implant est réalisée de sorte que le macrodéplacement soit bel et bien possible (un degré de liberté). Les problèmes d'exécution et le potentiel de migration des segments dentaires naturels rendent cette solution peu prévisible (Naert, Vandamme, 2003) [71].

La liaison entre dents et implants est réalisée à l'aide d'une glissière ou d'un mécanisme rupteur de force pour permettre au différentiel de mobilité axiale de s'exprimer. Seule la liberté axiale est autorisée et la mobilité transversale est contenue (Le Gall, Saadoun, 2004) [57].

3.4.3.2.1.2. **Avantages, inconvénients (Naert et Vandame, 2003) [71]**

Avantages :

- Possibilité de la mise en charge physiologique de la dent, qui peut évoluer dans le sens apical ou latéral.
- La charge exercée sur l'implant reste dans des limites raisonnables.
- Le bridge segmenté, scellé définitivement sur la dent pilier, reste amovible au niveau de l'implant.
- Rôle de rupteur de force.
- Permet des coulées de portée réduite, plus faciles à réaliser.
- Possibilité de modifier la prothèse sans avoir à tout reconstruire si un pilier vient à faillir.

Inconvénients :

- Les extensions en porte-à-faux (cantilevers) constituent un danger réel.
- La connexion non rigide offre une stabilité insuffisante au bridge et au pilier ce qui peut entraîner la migration de la dent, plus précisément l'intrusion du segment porté par le pilier naturel.

- Décalages au niveau des attachements à moyen terme.
- Ne permet pas la contention parfaite de dents à support parodontal réduit étant donné les degrés de liberté possibles.

3.4.3.2.1.3. Utilisation des connecteurs et conséquences

Les connecteurs qui caractérisent les liaisons non rigides entre segments dentaires et segments implantaires sont des attachements de semi-précision avec une partie mâle et une partie femelle. Ils sont obtenus à partir de maquettes en résine calcinable. Le jeu existant entre les pièces après coulée diminue la rigidité de l'ensemble. On parle d'interconnexion passive entre dents et implants.

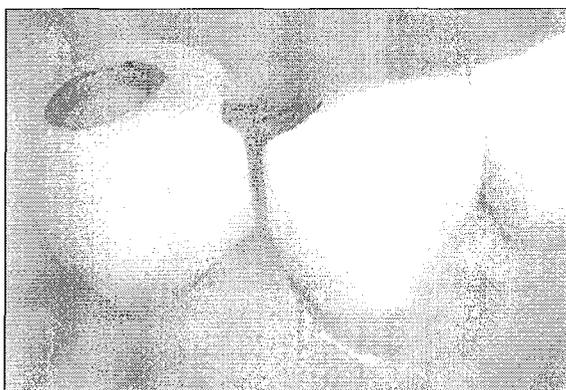


Figure 97
Interconnexion passive au moyen d'un attachement de semi-précision (Kay, 1993) [47].



Figure 98
Même attachement ayant entraîné la migration du segment dentaire (intrusion) (Kay, 1993).

L'article de Kay, en 1993 [47], reprend les expériences des auteurs à propos de l'utilisation de telle ou telle connexion :

Ainsi, Skalak et Sullivan (1985 [96], 1986) restent persuadés qu'il ne faut pas avoir recours à

des connexions rigides à cause des problèmes mécaniques qui surviennent du fait d'une inégale mise en charge des forces (implants surchargés / dents souschargées). **Mais ils ne démontrent en aucun cas la non-validité des connexions rigides.**

Sullivan avertit qu'un simple implant ne doit pas être utilisé seul comme support de cantilever et qu'il est nécessaire de le connecter passivement à un segment dentaire.

Mais il s'avère que la **connexion non rigide** (attachement de semi-précision type Interlock Boos slide attachement ou autres) ne parvient souvent pas à maintenir la dent dans sa position et il existe de fréquentes migrations dentaires ou intrusions de piliers compromettant la stabilité occlusale et causant une distribution inadéquate des charges occlusales aux implants.

Ce type de connexion entraîne donc une instabilité et un potentiel de migration des piliers naturels.

Cohen en 1994 publie un article sur les **connexions non rigides** exclusivement (attachement de semi-précision).

En considérant l'implant placé distalement par rapport au segment dentaire, la partie femelle du connecteur est située au niveau de la couronne implantaire immobile ; la partie mâle est au niveau du pontic, lui même rattaché à la couronne dentaire, le système formant une sorte de glissière avec la partie mâle qui siège dans la partie femelle. Cette technique permet la **diminution des effets de cantilever** (normalement situés au niveau de la dent et du pontic), au sein d'une prothèse démontable.

Les charges occlusales sont dirigées plus axialement le long du grand axe de l'implant.

Il faut savoir que la prothèse devient démontable au niveau du segment implantaire à condition que ce soit ce segment implantaire qui porte la partie mâle ou à condition que le segment dentaire soit scellé provisoirement si le segment implantaire porte la partie femelle réceptrice (dans ce 2^{ème} cas, les deux segments seront alors démontables) (figure 99).

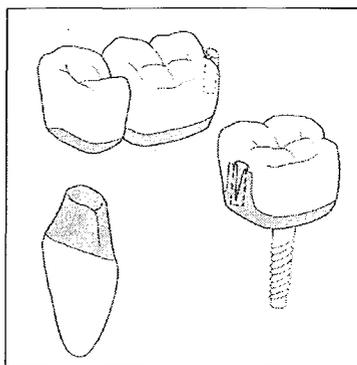


Figure 99

Attachement avec partie mâle au niveau de l'intermédiaire et partie femelle postérieure au niveau de l'implant (Cohen, 1994).

Cette conception est employée depuis 1986, cliniquement, sans migration de l'attachement, sans échec implantaire avec quelques échecs mineurs de relâchement des vis.

La technique présentée dans l'article est acceptable à la fois pour les prothèses antérieures et postérieures, et que la dent naturelle soit mésiale ou distale à l'implant.

Des copings seront scellées définitivement sur les dents, la suprastructure étant scellée provisoirement.

Si l'attachement avait sa partie mâle au niveau de l'intermédiaire (rattaché au segment implantaire) et sa partie femelle au niveau du pilier dentaire, le pontic agirait comme un cantilever (figure 100).

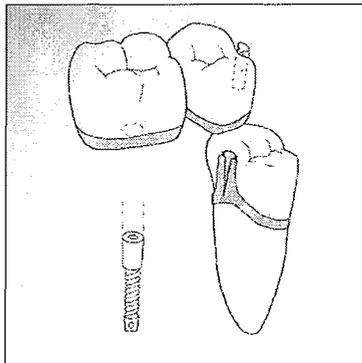


Figure 100

Attachement avec partie mâle postérieure au niveau de l'intermédiaire et partie femelle au niveau de la prémolaire (Cohen, 1994).

Une autre alternative de connexion non rigide est de placer l'attachement mâle en extracronaire de la couronne implantaire, la partie femelle étant en intracronaire au niveau du pontic ce qui présente deux avantages : le système est alors plus flexible grâce à l'attachement extracronaire au niveau de l'implant, et également plus esthétique avec une anatomie occlusale plus hygiénique.

Cette technique accroît la stabilité du segment dentaire et protège la partie implantaire de forces latérales excessives (en diminuant l'effet cantilever du pontic).

En revanche, dans des connexions uniquement dentaires, l'utilisation d'attachement entraînerait une dissociation des deux parties de l'attachement avec migration apicale et mésiale de la dent postérieure sous l'effet de l'occlusion (Shillingburg, 1973).

Ici, le fait que l'implant agisse comme une dent « ankylosée » ne crée pas de migration.

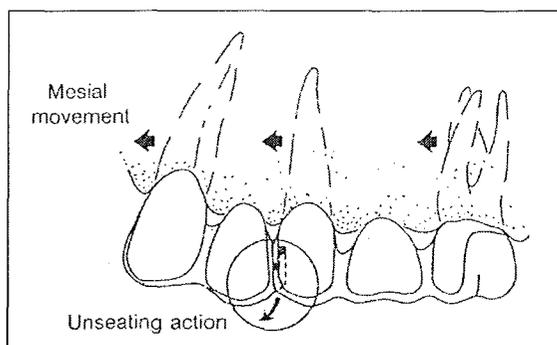


Figure 101
Utilisation d'une connexion non rigide entre segments dentaires entraînant une dissociation des deux segments sous l'effet des forces occlusales (Shillingburg, 1981, repris par Cohen en 1994).

Cependant, l'utilisation impropre des attachements dans la combinaison dents-implants est apparue dans la littérature révélant une désassise des connecteurs mâle et femelle. Il s'agissait de cas où la partie femelle était au niveau du segment dentaire, la partie mâle au niveau du segment implantaire et il se produisait des intrusions, le but étant au départ d'avoir le segment implantaire supporté par le segment dentaire.

En inversant le design de l'attachement (partie femelle au niveau du segment implantaire cette fois-ci), il n'y avait plus d'intrusion.

En 1999, **Nishimura** [74] compare les connecteurs rigides des connecteurs semi-rigides ou non rigides sur un modèle photoélastique de mandibule humaine. Cette étude a déjà été présentée dans la deuxième partie.

Le connecteur non rigide est un « precision dowel » attachement (PD attachement, Coltene-Whaledent, Mahwah N.J).

Les conclusions sont que les **connexions non rigides présentent des avantages de « démontabilité » de la prothèse et une limitation des forces de cantilever.**

Sous charges verticales, le PD attachement diminue le transfert des stress de la dent vers les implants en diminuant les forces de cantilever.

Mais cliniquement une connexion non rigide peut entraîner une intrusion dentaire et d'autres complications. Or, l'intrusion dentaire mène à un accroissement des forces de cantilever à l'implant et à l'os péri-implantaire, situation exacerbée par un alignement incertain des surfaces occlusales.

En 2001, **Naert et al.** [73] publient une évaluation clinique et radiographique comparant bridges implantaires et mixtes sur 15 ans. Cette étude a déjà été présentée dans la deuxième partie. Les types de connexion utilisées sont rigides, non rigides et multiples (attachements différents au sein d'un même bridge à plusieurs segments).

Le **connecteur non rigide** adopté est le Ney-slot (parallel sided) (Incorporation, USA) qui doit être une sorte de glissière. Ce connecteur **donne des résultats meilleurs concernant la perte osseuse par rapport aux connecteurs rigides ou multiples alors que l'inverse se produit concernant les complications prothétiques.**

3.4.3.2.2. Connexion rigide entre la dent et l'implant

3.4.3.2.2.1. **Définition**

Par « rigide », il faut entendre que la liaison entre la dent et l'implant est réalisée de sorte qu'aucun macro-déplacement ne soit possible entre les deux (zéro degré de liberté). Les problèmes d'exécution et d'amovibilité rendent ce type de solution nettement plus vulnérable et moins flexible mais les bras de leviers verticaux et transversaux sont minimisés par la contention (Naert, Vandamme 2003 [71] ; Le Gall, Saadoun, 2004 [57]).

Il peut s'agir d'une connexion rigide entre plusieurs segments dentaire et implantaire ou d'une prothèse à un seul segment (monobloc) rendant obligatoirement la liaison dents/implants rigide de ce fait.

3.4.3.2.2.2. **Avantages, inconvénients (Le Gall et Saadoun, 2004) [57]**

Avantages :

- Faciliter la contention de dents à parodontie réduit.
- Permettre le contrôle par une meilleure répartition des forces transversales postérieures.
- Stabilité du bridge et rigidité de l'ensemble surtout s'il s'agit d'une prothèse monobloc.
- Equilibre et stabilité de l'occlusion dans le temps.
- Démontage du segment implantaire si la connexion se fait par un attachement de précision vissé.
- Démontage possible si le bridge monobloc est scellé sur des copings au niveau des dents et vissé sur les implants.

Inconvénients :

- Inamovibilité de la prothèse, s'il s'agit d'une armature monobloc scellée.
- Possibilité de rencontrer des problèmes de résorption osseuse imprévue autour des implants et des problèmes de coulée de grande portée n'ayant pas la précision requise.

3.4.3.2.2.3. **Utilisation des connecteurs et conséquences**

Les connecteurs qui caractérisent les liaisons rigides entre segments dentaires et segments implantaires sont des attachements de précision permettant de démonter facilement le segment implanto-porté ou dento-porté plus rarement, selon la localisation de la partie femelle réceptrice. Ces attachements sont en général préfabriqués, en alliage noble, et inclus dans l'armature au stade de la cire. Ils assurent la rigidité de l'armature.

Ils sont munis d'une vis latérale bloquant tout mouvement entre les deux pièces.

On parlera aussi de connexion rigide lorsqu'il n'existe aucun attachement entre la partie supra-dentaire et la partie supra-implantaire du fait de la réalisation d'une armature métallique dite « monobloc » c'est-à-dire que piliers dentaires et implantaires supportent un seul segment

monolithique.

En général, cette armature est scellée notamment dans les cas de bridge de faible étendue et lorsque toutes les conditions réunies sont favorables (bonnes racines naturelles, implants longs dans un os de bonne qualité) étant donné l'impossibilité de son démontage sans détruire la prothèse. Elle est dans ce cas comparable à une armature exécutée en prothèse fixe conventionnelle.

Mais l'armature peut aussi être vissée au niveau des faces linguales et palatines, après avoir scellé au préalable des copings sur les dents naturelles, ce qui rend la prothèse cette fois-ci démontable mais difficile et contraignante à réaliser.

Que ce soit avec un attachement rigide de précision permettant la rigidité des segments entre eux ou avec une armature monobloc, la dénomination est la même, il s'agit de liaisons rigides.

Cependant, certains auteurs (Chiche, 1996) [29] parlent parfois d'armature « non rigide » pour une armature qui n'est pas monobloc mais segmentée par un attachement de précision rigide.

Dans l'étude réalisée par **Gunne, Astrand et Olsson** sur 10 ans (1991 [3], 1999 [34]), la connexion rigide est réalisée avec le Mac Collum T attachement ou Mac Collum Slide attachement (Cendres et Métaux), attachement avec une partie mâle et une partie femelle et qui est en plus percé et connecté de façon rigide grâce à une vis horizontale en or de 1,5mm de diamètre vissée côté buccal, donc démontable.



Figure 102

Attachement Mac Collum avec vis horizontale côté buccal (Astrand, 1991) [3].

L'étude, déjà présentée dans la deuxième partie, compare des bridge mixtes rigides avec des bridges purement implantaire. D'un point de vue clinique, il n'existe **pas de différence entre les deux types de prothèses, au niveau des résultats si ce n'est le dévissage des vis, signifiant que ce type de connexion est favorable.**

L'article de Kay (1993) [47] compare les résultats des connexions rigides selon les auteurs :

Ericsson et al. (qui publient en 1986 la première étude clinique spécifique concernant les restaurations mixtes) reportent que dans les cas de dentitions compromises au niveau parodontal, **la connexion rigide peut provoquer une perte osseuse imprévue.**

Langer et Sullivan (1989) confirment le **bénéfice d'une connexion rigide si la dent a une mobilité normale** au départ et établissent par la suite qu'une connexion implants-dents mobiles

peut être faite à condition d'une progressive mise en charge avec des restaurations provisoires.

Kay conclue donc qu'en 1993, la connexion rigide bien que présentant un certain succès n'est pas encore quelque chose de standardisé mais de l'ordre de la pratique expérimentale.

Nishimura en 1999 démontre que l'utilisation d'un connecteur rigide dans le cas d'un bridge sur implant et une dent ne provoque dans l'ensemble qu'une très légère augmentation de stress par rapport à un connecteur non rigide.

Lindh, Gunne et Dianelsson en 1997 détaillent les attachement de précision.

Le Mac Collum slide attachement, bien que très utilisé à la mandibule et facile à mettre en œuvre, la vis étant insérée côté buccal, présente un désavantage esthétique au maxillaire.

C'est pourquoi ils décident de l'améliorer.

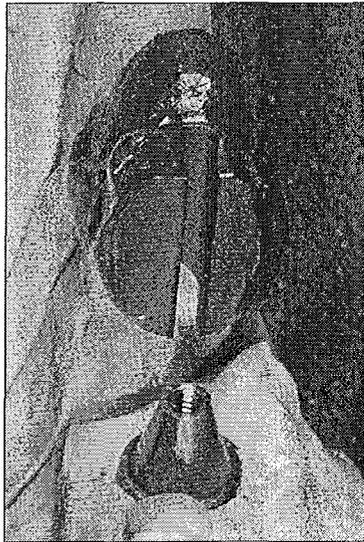


Figure 103
Boos slide attachement (Astrand, 1991) [3].

Deux types d'attachement sont alors développés.

L'un est formé d'un bras vertical partant de l'infrastructure métallique supra implantaire, et se terminant sur la face linguale ou palatine de la dent pilier voisine. Son extrémité est trouée permettant de visser une vis horizontale au niveau de cette face, le tout formant un ensemble rigide (bras avec vis horizontale).

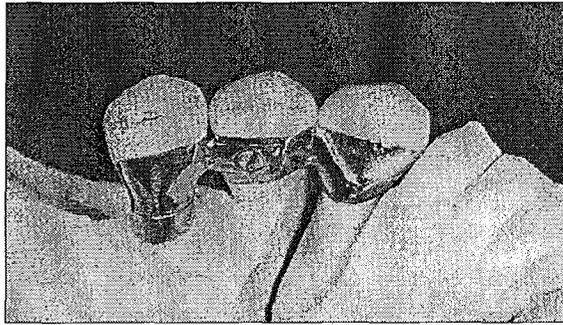


Figure 104
Bras lingual avec vis horizontale (Lindh, 1997).

Le deuxième est également formé d'un bras venant du segment implantaire, mais la vis permettant l'union des deux éléments prothétiques est verticale (bras avec vis verticale).

Lindh, Bäck, Nyström et Gunne en 2001 [59] comparent des prothèses mixtes avec attachement rigide en titane avec des prothèses purement implantaires et concluent à des résultats sensiblement similaires concernant les échecs implantaires, les complications et les réactions des muqueuses péri implantaires entre les deux types de restaurations ; la réponse osseuse marginale est même plus favorable autour des implants combinés.

Naert (2001) incite les praticiens à éviter les connexions dents-implants, bien que les taux de succès des implants ne soient pas très différents quelque soit le type de prothèse (purement implantaire, combinée à connexion rigide, combinée à connexion non rigide, combinée à multiples connexions). Les complications dentaires et prothétiques sont plus nombreuses dans le cas de bridges mixtes, c'est une des conclusions de son étude.

3.4.3.2.3. Interposition d'un élément résilient au niveau de l'implant

3.4.3.2.3.1. Généralités

L'interposition d'un élément résilient au niveau de l'implant, expliquée dans la première partie, séduisit bon nombre de praticiens car elle signifiait que l'implant allait devenir un ensemble flexible, amortisseur de contraintes, au même titre que la dent et son ligament parodontal.

Des différents systèmes expérimentés et pratiqués (Compliant Keeper System, Implant Core Vent avec son « plastic coping insert », Implant IMZ avec son élément interne IMC ou IME), c'est l'implant IMZ qui eut le plus grand succès.

Avec son élément en polyoxyméthylène agissant comme rupteur de stress entre la prothèse et l'implant, il fut spécialement conçu pour le traitement des édentés partiels et en connexion avec les dents naturelles, notamment en cas de connexion rigide.

Ainsi, le segment dentaire n'agit plus comme un cantilever sur le segment implantaire car l'élément amortisseur intramobile ou le connecteur intramobile dans l'implant absorbe les contraintes en partie et les distribue sur une plus longue période et à plus faible niveau.

3.4.3.2.3.2.

Qu'en pensent les auteurs ?

Dans l'étude de Cavicchia en 1994 [15] déjà présentée dans la deuxième partie, il est constaté que **des complications sont plus fréquentes lorsqu'une connexion non rigide est associée à l'utilisation du rupteur de stress alors qu'une connexion rigide associée au rupteur de stress semble être idéale car sans complications.**

En effet, l'utilisation d'un attachement de semi-précision dans ce cas est inadéquate car il existe une mauvaise distribution des charges entre les différents composants et parfois une migration des dents naturelles.

Kay (1993) [47] indique que si des variations dans les techniques de restaurations avec connexions se sont développées davantage, c'est à cause des différences existantes entre implant et dent : **si on reconnaît qu'un implant est rigide, la restauration se doit d'être flexible, à moins qu'il s'agisse d'implant incorporant un élément résilient, améliorant ainsi la compatibilité entre pilier dentaire et pilier implantaire tout en utilisant une connexion rigide.**

Il nous fait part de l'avis de différents auteurs :

Skalak (1985) [96] reconnaît le **bénéfice d'insérer un matériau « pliable » entre l'implant et la prothèse** afin de rendre la distribution des charges plus équitable. Cette approche serait d'après lui plus sécurisante évitant une surcharge sur l'implant.

Van Rossen et al. (1990) [104] démontrent par la méthode des éléments finis que **l'élément résilient permet une meilleure distribution des contraintes autour de l'implant et provoque moins de contraintes au niveau de l'os alvéolaire.**

Brunski (1988) [12] établit que **l'IMZ + IME (ou IMC) avec sa flexibilité égale la dent naturelle.**

En effet, les tests de rigidité effectués sur divers implants prouvent que l'IMZ (2,7 N/ μ) a une rigidité qui se rapproche le plus des deux phases de mobilité d'une dent soumise à une force (2 N/ μ puis 3 N/ μ), alors que les implants Stryker, Brånemark et Flexiroot ont une rigidité de 4,11 à 5,5 N/ μ .

Lill et al. (1988), de part leur étude in vivo, indiquent que l'IMZ permet des connexions plus compatibles en réduisant la disparité entre ces deux rigidités dentaire et implantaire. Ils démontrent la plus grande déformabilité axiale et horizontale procurée par le système IME en p-o-m par rapport à d'autres éléments tels que la nature des faces occlusales, lorsque le système implant-dent est soumis à une charge croissante dans des conditions statiques.

L'avantage de cet implant est donc évident pour le traitement des patients partiellement édentés en utilisant des connexions rigides (T Block attachement) vissées avec une restauration céramo-métallique.

Les auteurs soulignent cependant que **les éléments rupteurs de forces testés permettent d'approcher sans jamais l'égaliser le comportement mécanique physiologiques du système dent-desmodonte.** Ils suggèrent que ceci expliquerait la grande fréquence des résorptions osseuses « en entonnoir » observés autour du col des implants.

Kay en conclue donc que **cet insert résilient permet une meilleure distribution des stress et allège les problèmes d'interconnexions rigides ; il atténue l'impact des forces pour créer une compatibilité avec le métal et la céramique.** C'est donc la **meilleure solution** à ses yeux en particulier dans les secteurs postérieurs où elle connaît déjà un franc succès.

Dans l'article de 1995 « connexité prothétique entre implants et dents naturelles », **Abbou et Chiche** [1] présentent un condensé des différentes études réalisées sur **l'interposition d'un élément résilient entre implant et prothèse :**

Babbush et coll. (1987) décrivent l'originalité du système IMZ avec son IME et recommandent son utilisation arguant que la cinétique de l'IME en p-o-m est comparable à celle du ligament parodontal au cours de la fonction.

Les auteurs appuient leurs convictions avec la publication en 1990 de l'étude multicentrique portant sur 1519 patients avec 3436 implants placés selon toutes les indications possibles, réalisés par **Kirsch et Ackerman.**

Quelques points négatifs tout de même par rapport à ces différentes études : les auteurs rapportent des taux de succès importants mais ne prennent pas la peine de préciser le nombre de restaurations partielles mixtes prises en compte dans leurs statistiques !

Dietrich et coll. (1993) ainsi que l'ANDEM les critiquent :

- Les auteurs se contentent en effet de simples descriptions « input-out-put » qui ne peuvent fournir des explication précises et différenciées concernant un pronostic à long terme.
- Les courbes de survie ne sont pas disponibles et la pérennité moyenne des implants n'est pas mentionnée.
- Les patients perdus de vue n'entrent pas en compte dans le calcul des taux de succès, ce qui peut fausser singulièrement l'interprétation des résultats.
-

Dietrich et coll. (1993) rapportent dans ce sens que le pourcentage d'implants valides au terme de leur étude sur 10 ans est de 94,8 % ce qui est conforme aux résultats avancés par Kirsch et Ackerman (1990), mais ils précisent que **le taux de survie** est de 93,3 % à 5 ans, 85,6 % à 7 ans, et tombe à **69,9 % à 10 ans.**

Chapman et Kirsch (1990) montrent, in vivo, qu'il existe **une diminution dans l'intensité des forces oclusales transmises**, ce qu'ils expliquent par la déformation temporaire de l'IME. Cependant, les incidences biologiques de cette influence ne sont pas démontrées.

Bien que la théorie soit séduisante, il faut reconnaître avec **Balkin et Brunski** (1988) que **la nécessité de recourir à des éléments résilients manque d'arguments scientifiques** et requiert des recherches plus approfondies.

Enfin, une étude in vitro contrarie singulièrement la théorie de Kirsch : **Mc Glumphy et coll.** (1989) [63] simulent une situation de bridge cantilever supporté par un implant IMZ, à l'extrémité duquel ils appliquent une force statique ; les mesures en photoélasticimétrie ne montrent **aucune différence significative quant à la transmission des contraintes oclusales aux structures sous-jacentes à l'implant, selon que l'on ait recours à l'IME ou à son analogue rigide en titane. De plus l'effet du bras de levier observé pour l'application d'une charge donnée est le même pour les 2 types d'IME testés !**

Le système IMZ présente par ailleurs deux inconvénients majeurs qui relèvent d'une maintenance contraignante et de problèmes esthétiques plus difficiles à contourner.

En 2004, **Homsi et al.** nous font part des résultats de leur analyse in vitro portant sur les conséquences de la présence d'un élément intramobile sur les contraintes de fatigue observées au niveau des implants.

Les tests sont effectués avec les implants IMZ (Friadent Germany), 5 paires comportant le « polyoxyméthylène intramobile connector », 5 paires comportant son analogue en titane (« rigid titanium connector »).

Les deux implants de chaque paire sont connectés par un pontic et encastrés dans du polyméthylméthacrylate (PMMA), le tout dans un cylindre en plexiglass + métal, support comparable au tissu osseux, le but de ce système étant de reproduire le modèle, les fréquences et les charges durant la mastication.

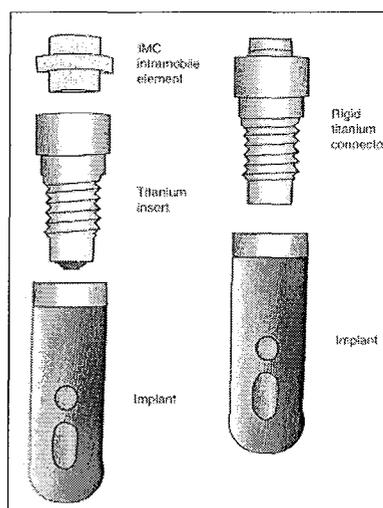


Figure 105
Implant IMZ avec son élément intramobile ou avec l'analogue en titane.

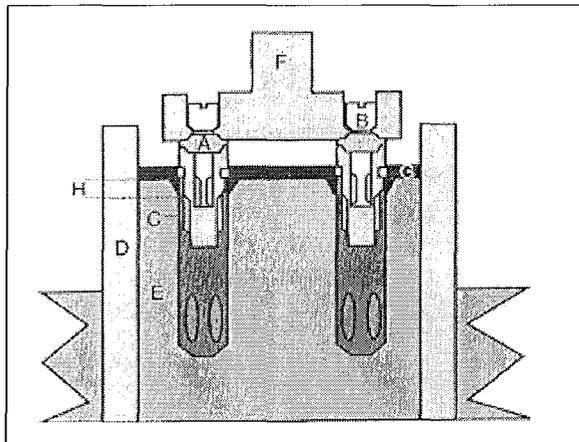


Figure 106
Modèle expérimental : A= élément intramobile, B= vis de retenue, C= implant, D= cylindre en plexiglass, E= polyméthylméthacrylate, F= travée, G= « discoloring die », H= profondeur d'ouverture à l'interface.

La suprastructure est soumise à des cycles de charges croissantes comparables à 4-5 ans de mastication.

Les résultats montrent que les effets des contraintes occlusales sur l'armature sont diminués de 60 % quand il s'agit d'implants pourvus de l'IMC.

Le système amortisseur a un effet positif sur le support puisque la formation d'une ouverture à l'interface PMMA-implant est significativement réduite pour des charges inférieures à 300 N. Au-delà, il n'y a pas de différence entre les deux systèmes. L'espace formé correspond à l'endroit où les tensions sont dominantes et il est évident que la présence de l'IMC réduit la formation de cet espace aussi longtemps qu'il est fonctionnel et pour des charges inférieures à 300 N. L'IMC subit une déformation élastique jusque 300 N puis une déformation plastique.

Il n'y a pas de différence de fatigue entre les deux systèmes car aucune fracture n'est observée après $2,4 \times 10^6$ cycles pour des forces en dessous de 450 N.

Les auteurs concluent que l'utilisation de cet amortisseur serait préférable dans les cas de connexions.

3.4.4. EN DEFINITIVE, QUEL MODE DE FIXATION ET QUEL TYPE DE CONNEXION CHOISIT-ON AUJOURD'HUI EN PROTHÈSE MIXTE ?

3.4.4.1. QUE DISENT LES CONCLUSIONS DES ETUDES ?

D'après les article de Abbou et Chiche 1995 [1], et de Le Gall et Saadoun 2004 [57].

Ericsson et coll. (1986) qui publient la première étude clinique réalisée avec des restaurations mixtes, observent 10 patients sur une période de 6 à 30 mois et notent un **très bon comportement clinique quelque soit le mode de connexion prothétique (coulée directe, soudures secondaires ou attachements de précision)**. Les examens histologiques et microbiologiques effectués au niveau de la gencive péri implantaire et périimplantaire sont également satisfaisants. Cependant, l'échantillon est trop faible et la période d'observation trop courte pour

extrapoler une bonne prévisibilité de succès.

En 1989, **Van Steenberghe** [105] publie une étude rétrospective multicentrique concernant les restaurations implanto-prothétiques partielles, dont 85 % sont mixtes. Cette étude porte sur 133 implants et 38 patients avec un période d'observation de 6 à 36 mois. Les résultats rapportés confirment à une plus grande échelle ceux d'Ericsson et coll. mais **ne permettent pas de statuer sur la supériorité d'un mode de connexion prothétique.**

Langer et Sullivan la même année rapportent l'utilisation pendant 6 ans de constructions prothétiques céramo-métalliques mixtes avec un ancrage implantaire et un ancrage naturel. Les conditions de traitement étaient établies sur la base d'un bon environnement parodontal au niveau de la dent naturelle, du recours à des connexions type Interlock (non rigide) et à des copings. Aucun problème clinique n'est relevé par les auteurs, si ce n'est quelques problèmes mécaniques en rapport avec des pertes de vis observées plus fréquemment avec les connexions type Interlock : ils reviennent alors sur leurs convictions antérieures (Sullivan, 1986) et indiquent désormais leur **préférence pour des connexions rigides.**

Matthews et coll. en 1991 publient une étude sur les conséquences du type de connexion sur la rétention du ciment au niveau des dents naturelles dans une prothèse mixte. Ils abondent dans le sens de la compatibilité entre moignons naturels et moignons implantaires au sein d'une même prothèse conjointe : ils démontrent, contrairement aux craintes émises par Sullivan (1986) et English (1988), que quel que soit le type de connexion (rigide ou non rigide), le même bon comportement du ciment de scellement prothétique est observé, **il n'y a pas d'influence de la connexion sur la rétention du ciment.**

Naert et coll. (1992) ajoutent que les variations dans la hauteur de l'os périimplantaire soumis à des charges occlusales ne sont en aucun cas influencées par le type de connexion (0,7 à 0,9 mm de perte osseuse la première année et 0,1 mm les années suivantes). Les auteurs concluent dès lors que **tant les résultats de l'étude que le critère de simplicité plaident en faveur de la connexion rigide des dents et des implants.**

Enfin, **l'inutilité d'avoir recours à des connexions non rigides plutôt qu'à des connexions rigides** est confirmée par une étude comparative in vitro de **Misch et Ismaïl** (1993). Les auteurs utilisent la méthode des élément finis et mettent en évidence la similarité des résultats obtenus quant à la distribution et l'intensité du stress observé dans la zone péri-implantaire, à l'occasion des forces axiales appliquées sur un bridge mixte.

Le Gall et Saadoun (2004) [57] concluent que l'on peut donc relier dents naturelles et implants :

- en établissant des connexions rigides :
La liaison est réalisée à l'aide d'une armature rigide, plus rarement par inlays ou clavetage. La rigidité de l'ensemble et son inamovibilité rendent ce type de solution moins flexible. Il est pratiquement toujours souhaitable de réaliser un scellement permanent sur ces prothèses mixtes pour éviter le descellement du ou des piliers dentaires et leur ingression, car comme en prothèse naturelle, c'est généralement le pilier présentant la rétention la moins forte qui se descelle.

- en établissant des connexions semi-rigides :
La liaison est réalisée à l'aide d'une glissière ou d'un mécanisme rupteur de force pour permettre au différentiel de mobilité axiale de s'exprimer. Cependant, le risque d'ingression des piliers dentaires naturels rend cette solution moins prévisible et **plaide en faveur du choix d'une connexion rigide lorsqu'une liaison dents –implants s'avère nécessaire.**

3.4.4.2. L'AVIS DE KAY (1993) [47]

Lorsqu'une dent « mobile » et un implant « ostéointégré » sont interconnectés, la différence de rigidité des éléments supports est augmentée.

Si l'on cherche à réduire cette disparité au moyen d'un attachement de semi-précision (non rigide), le potentiel d'inadéquation entre les segments et la possible migration du pilier dentaire augmenteront (figure ci-dessous).

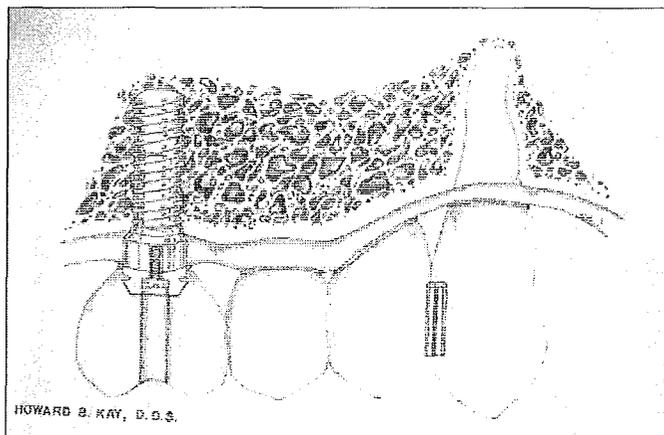


Figure 107

Si une interconnexion rigide et démontable (screw-locked T-block) est choisie, avec un implant complètement rigide, il existe une fixité des segments (figure ci-dessous).

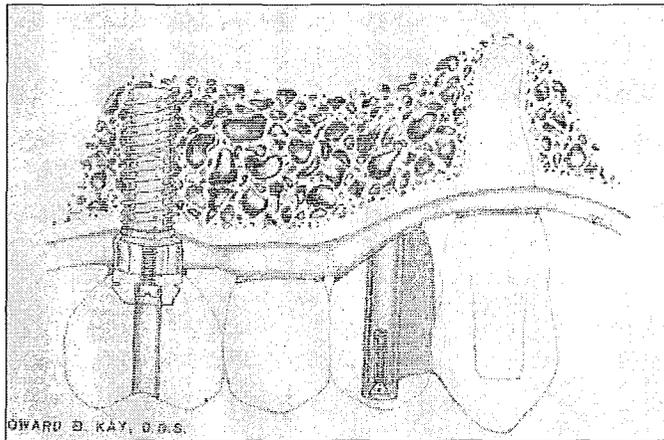


Figure 108

La même interconnexion choisie entre une dent « mobile » et un implant IMZ avec son IME est plus compatible parce que l'implant a un modèle de mobilité similaire à celui d'un pilier naturel sain, et la différence de rigidité est considérablement réduite (figure ci-dessous).

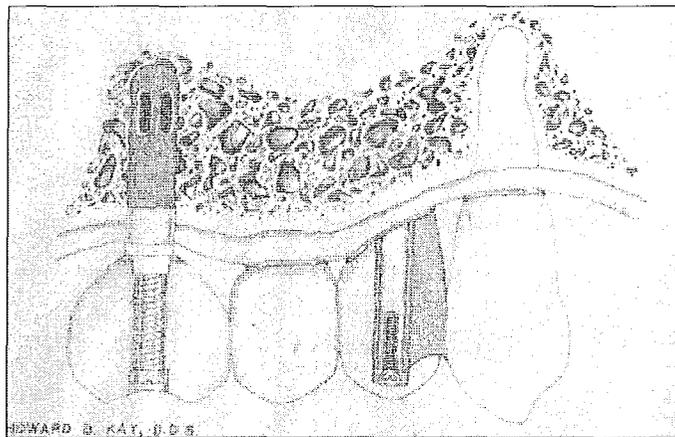


Figure 109

Kay considère donc que la solution la meilleure est un bridge comportant un segment implantaire vissé sur un implant incorporant un élément résilient et connecté de façon rigide à un segment dentaire scellé.

3.4.4.3. L'AVIS DE GENON ET DE CHICHE (1996) [29]

Dans le cadre du traitement global d'une arcade par des bridges chez des patients affectés de parodontopathies sévères avec pertes dentaires, ces praticiens choisissent de réunir dents mobiles mais saines et implants.

Genon considère que le projet prothétique le plus simple et le plus économique est un bridge

monobloc scellé définitivement qui assurera une grande solidité. Les glissières simples sont exclues, éventuellement il est possible de réaliser la connexion avec des glissières vissées (permettant un démontage) mais en considérant qu'elles sont plus complexes et plus fragiles que des soudures.

Chiche adoptera plutôt l'armature monobloc scellée en cas d'édentement de faible étendue et lorsque toutes les conditions réunies sont favorables, cette réalisation étant impossible à démonter.

Pour les édentements de grande étendue ou bien quand certains piliers de part leur situation ou leur fragilité représentent un potentiel de complication, il opte plutôt pour une prothèse vissée avec un attachement de précision.

Mais lorsque la hauteur est faible et qu'il est impossible de situer un attachement, il utilisera une prothèse monobloc vissée au niveau des faces linguales ou palatines après avoir scellé au préalable des coppings sur les dents naturelles. La prothèse est alors totalement démontable mais la simplicité est loin d'égaliser celle des situations précédentes.

3.4.4.4. PRECAUTIONS A PRENDRE D'APRÈS ZUCK (2004) [106]

Zuck nous fait part des précautions à prendre en cas de bridge dento-implanto-porté :

- Bannir la liaison vissée qui impliquerait une possible ingression de la dent naturelle par pompage.
- Privilégier la prothèse scellée, et ce par scellement « définitif » afin de compenser le différentiel d'amortissement.
- Eviter la conservation à tout prix de l'un par l'autre des piliers naturels ou implantaire porteurs.
- Eviter un implant trop long dont la rigidité face à l'os bloquera l'implant dans sa réaction aux contraintes initiées sur la dent naturelle (stress shielding).
- Considérer l'équilibration occlusale générale.

3.4.4.5. CONCLUSION

Il s'avère donc préférable actuellement d'utiliser en cas de connexion dent-implant, une armature monobloc ou éventuellement un attachement de précision rigide entre les segments

La prothèse sera plutôt une prothèse scellée à la fois sur les piliers implantaires et dentaires.

Pourquoi ?

- **Parce que les auteurs et cliniciens ne prouvent pas de différence significative dans le suivi prothétique des bridges mixte en fonction du type de connexion utilisé.**
- **Parce que le risque d'ingression est plus important avec une connexion non rigide.**
- **Parce que l'incorporation d'un élément résilient dans l'implant en cas de connexion manque d'arguments et ne démontre pas de résultats nettement supérieurs en comparaison avec des implants sans élément résilient.**

- Parce que la simplicité dans les étapes préprothétiques, prothétiques et postprothétiques plaide en faveur d'une connexion rigide (armature monobloc ++) et d'une prothèse scellée.

3.5. LES DIFFERENTS CAS POSSIBLES DE BRIDGES

3.5.1. GENERALITES

Suite aux diverses études décrites précédemment, il n'est pas ressorti réellement de règles à respecter ou de stratégies concernant le nombre de piliers dentaires, de piliers implantaires, d'intermédiaires à intégrer au sein de la prothèse mixte, ni concernant le positionnement de ces piliers ou les combinaisons envisageables.

Un bridge d'arcade aussi bien qu'un bridge de trois éléments peut être réalisé.

Cependant, bien que des traitements de prothèses implanto-dento-portées supportées par une dent et un implant soient bien documentés dans la littérature et reconnus comme totalement acceptables, seules quelques études ont été faites concernant des traitements utilisant plusieurs piliers dentaires et implantaires avec des combinaisons multiples (Naert et al.2001, [72], Kindberg et al., 2001 [49] entre autres).

Pourtant, des bridges de grande étendue semblent poser a priori moins de problèmes de différence de résilience entre implants et dents car la structure prothétique est étendue donc très rigide, et la mobilité dentaire individuelle moins marquée car les piliers naturels sont contenus entre eux.

Ainsi l'étude de Kindberg, Gunne et al. (2001) [49] permet de découvrir des exemples de cas envisageables en prothèse mixte et l'article de Lundgren et Laurell (1994) [60] s'intéresse aux cas particuliers des extensions ou cantilevers.

3.5.2. EXEMPLES DE CAS ENVISAGEABLES D'APRÈS L'ETUDE DE KINDBERG, GUNNE ET AL. (2001) [49]

Le but de l'étude est d'évaluer le devenir de prothèses de différentes tailles, de différents matériaux et avec des combinaisons différentes concernant piliers dentaires, piliers implantaires, pontics, ou cantilevers. En comparant les résultats à plus ou moins long terme, il est possible de déterminer s'il existe des situations réellement à risque de complications.

3.5.2.1. DESCRIPTION DES PROTHÈSES

Un total de 115 implants Bränemark de longueur différente sont posés avec le même protocole chirurgical sur 36 patients, 65 % au maxillaire et 40 % à la mandibule.

85 piliers dentaires « sains » sont connectés, 50 au maxillaire et 35 à la mandibule.

41 prothèses fixes sont alors fabriquées (20 supérieures et 21 inférieures), le nombre de dents et d'implants inclus dans chaque différant d'un patient à l'autre.

Toutes les connexions sont rigides monobloc sauf une réalisée avec le Mac Collum Attachement. Les prothèses ne sont pas toutes faites avec les mêmes matériaux : l'armature est fabriquée en alliage précieux ou en titane avec de la résine acrylique, de la résine composite ou de la céramique comme revêtement.

Toutes les suprastructures sont rattachées aux implants par des vis de rétention. Au niveau des piliers dentaires, la suprastructure est directement scellée sur les piliers ; ou le pilier est recouvert d'un coping scellé, la suprastructure étant alors scellée sur le coping ; ou le coping est pourvu d'un pas de vis vertical et la suprastructure est rattachée à la coiffe par une vis (54 % des piliers dentaires).

La prothèse est donc soit totalement vissée, soit vissée sur les implants et scellée sur les copings (ou coiffes).

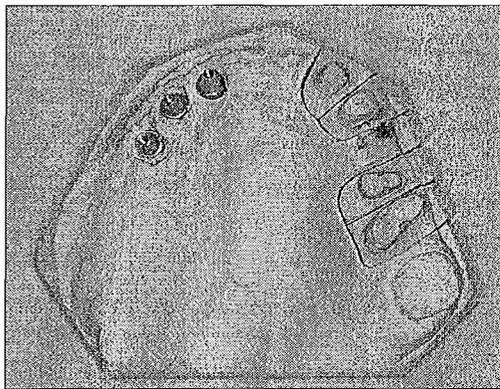


Figure 110

Vue occlusale du modèle en plâtre montrant la position et le nombre de piliers dentaires et implantaire.

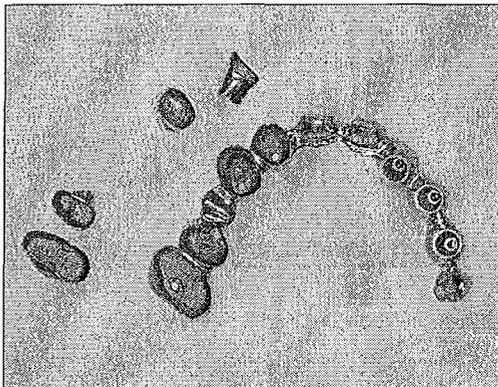


Figure 111

Armature complète avec, à côté, les coiffes qui seront rattachées à la suprastructure par des vis.

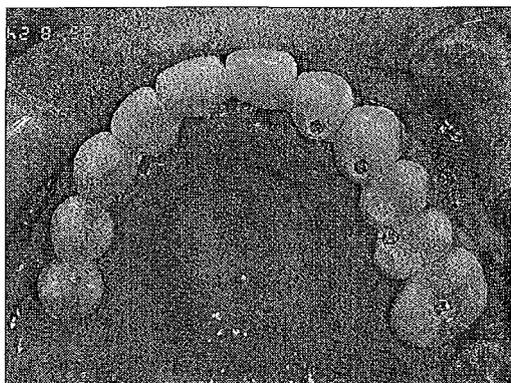


Figure 112

Vue occlusale de la prothèse en bouche (on peut voir les vis qui permettent au bridge d'être rattaché aux coiffes).

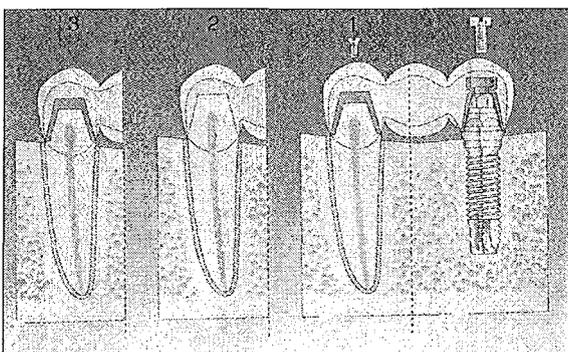


Figure 113

- 1 : cas d'un bridge vissé sur un implant et une coiffe (ou coping), elle-même scellée à la dent.
- 2 : même bridge mais cette fois, il est scellé sur la dent directement (pas de coiffe).
- 3 : même bridge mais cette fois, il est scellé sur une coiffe, elle-même scellée à la dent.

Implant length (mm)	No. of implants placed
7	1
10	13
13	40
15	47
18	13
20	1
Total	116

Tableau 17

Nombre et longueur des implants utilisés pour les bridges présentés dans cette étude.

Prosthesis No.	Follow-up period (mo)	No. and position of units*														Material type
		17	16	15	14	13	12	11	21	22	23	24	25	26	27	
1	107		P	I	P	I	P	A	A	P	I	P	I	P	Ti + AR	
2	100			I	P	I	P	A	A	P	A	A	A	P	Ti + CR	
3	98		A	P	I	A	I	P	P	P	I	P	I		G + AR	
4	95				A	A	I	P	A	I	I	I			G + AR	
5	90		A	A	P	A	I	P	P	P	P	I	A	A	G + AR	
6	89		P	I	P	I	I	A	A	P	I	I	P	P	G + AR	
7	76						A	A	P	I	I	I			G + AR	
8	69	P	I	I	I	I	A	A	I	I	A	P	I	P	Ti + C	
9	68			P	I	P	P	A	I	I	A	P	P		G + AR	
10	67			P	I	I	I	A	I	I	A	I	P		G + AR	
11	63		A	A	P	A	A	P	P	I	I	I	P		G + C	
12	62			P	I	P	A	A	A	P	I	I	P		G + AR	
13	51			I	I	A	A	A	A	I	I	P	I		G + C	
14	51		P	I	P	A	I	I	I	P	I	P	I	P	G + AR	
15	49										A	P	I		G + C	
16	46		P	I	A										G + C	
17	45			P	I	I	A	A	A	P	I	P	P		G + AR	
18	44						I	A	A	P	I	I			G + AR	
19	40				A	A	I	P	P	P	I	I	P	I	G + AR	
20	14			P	I	I	I	I	I	P	A	P	I		Ti + AR	

Tableau 18

Distribution des piliers dentaires (A) et implantaires (I), et des pontics (P), au sein de chaque prothèse mixte maxillaire ; durée du suivi.

Prosthesis No.	Follow-up period (mo)	No. and position of units*														Material type
		37	36	35	34	33	32	31	41	42	43	44	45	46	47	
1	98			A	I	P	A	A	P	I	I				Ti + AR	
2	82		P	I	P	A									G + C	
3	82										A	P	I	P	G + C	
4	70			I	P	I	A	P	A	A	A	I	P	I	G + C	
5	70				I	P	A								G + C	
6	62										A	P	I		G + C	
7	57	P	I	A	I	I	P	P	P	I	I	P			G + C	
8	52		P	I	P	A	I	P	P	I	A	P	I	P	G + AR	
9	49										A	P	I		G + C	
10	45				I	P	A	A							G + C	
11	45									A	A	P	I		G + C	
12	42				I	P	A	P	P	P	A	P	I		G + AR	
13	42										A	A	P	I	G + C	
14	42		P	A	A	A	P	I	I	P	I	P	I	P	G + C	
15	41				I	P	A								G + C	
16	40				I	P	A								G + C	
17	40				I	P	A								G + C	
18	40										A	P	I		G + C	
19	30			P	P	A	I	I	P	P	I	P	A	I	G + AR	
20	22										A	P	I		G + AR	
21	15				I	P	A								G + AR	

Tableau 19

Distribution des piliers dentaires et implantaires, et des pontics, au sein de chaque prothèse mandibulaire ; durée du suivi.

3.5.2.2. RESULTATS

La période d'observation varie de 14 mois à 8-9 années, période où le patient reçoit des conseils d'hygiène bucco-dentaire ; un ajustement occlusal est réalisé si nécessaire.

Des examens radiographiques (niveau d'os marginal) et cliniques (examens des tissus mous autour des dents et des implants, stabilité prothétique, détérioration et usure, infections marginales) sont effectués régulièrement ; le confort, l'esthétique et la fonction sont également pris en compte.

3.5.2.2.1. Taux de survie des piliers

Piliers implantaires :

9 implants sont perdus : 3 pendant la mise en nourrice et 6 après la mise en charge : 3 après 3 ans respectivement de 10, 10 et 13 mm de diamètre au maxillaire ; 3 après 5 ans respectivement de 10, 13 et 13 mm de diamètre au maxillaire aussi.

Le taux de survie après 5 ans est de 89,8 % (96,7 % après 2 ans, 100 % après 1 an).

Piliers dentaires :

5 piliers sont perdus à cause de fractures ou complications endodontiques : 2 extraits après 3 ans au maxillaire, 3 extraits après 5 ans à la mandibule.

Prothèses :

2 prothèses supérieures sont perdues à cause de la perte d'implants, les autres seront « réutilisables » après le retrait de ceux-ci. L'une est de 12 éléments, réalisée avec le Mac Collum Attachement, perdue après 3 ans ; l'autre est de 10 éléments, à connexion rigide, perdue après 5 ans.

3.5.2.2.2. Niveau d'os marginal

A la radiographie, les spires de l'implant sont utilisées pour évaluer le niveau osseux sachant qu'entre chaque spire, il existe 0,6 mm d'espace.

Après un an de mise en fonction, 46 implants (soit 41 %) sont victimes d'une perte osseuse : cette perte correspond à 1 spire au niveau de 31 implants, à 2 spires au niveau de 11 implants, à 3 spires au niveau de 2 implants, et à 4 spires au niveau de 2 implants.

Il n'existe pas de perte osseuse autour des piliers dentaires.

Après 3 ans de mise en fonction, les données sont disponibles chez 33 patients (soit 103 implants, 80 dents, 37 prothèses).

Une faible destruction osseuse est observée, sauf pour 5 implants (perte d'une spire en plus) et pour un implant (perte de 3 spires en plus).

Après 5 ans de mise en fonction, les données sont disponibles chez 16 patients (soit 57 implants, 47 dents, 18 prothèses).

La perte osseuse n'a pas progressé ; en revanche il est survenu une perte osseuse de 2 mm de hauteur autour de 3 dents.

3.5.2.2.3. Complications techniques

Elles sont faibles et correspondent à quelques fractures de revêtement, des détériorations durant la période d'observation propre c'est-à-dire jusque 5 ans.

A 5 ans, 1/3 des prothèses montrent une usure modérée, et des phénomènes d'intrusion sont remarqués chez 3 patients.

3.5.2.2.4. Extension de la période d'observation

Seules 12 prothèses ont une période d'observation supérieure à 5 ans. La perte osseuse est négligeable après 5 ans comparée à la période de 1 à 5 ans. Il n'existe aucune perte dentaire ou implantaire après 5 ans.

3.5.2.2.5. Signes de désagrément

Durant la période d'observation, quelques patients sont insatisfaits de leur traitement (fonction masticatoire, esthétique, confort).

A 1 an, un patient se plaint de problème phonétique mineur, un autre de problème de sensibilité.

A 3 ans, une discoloration importante de la résine acrylique rend mécontent un patient.

A 5 ans, un patient présente une gêne phonétique suite au retrait des implant perdus, un autre se plaint des symptômes propres au SADAM, un dernier est insatisfait par la discoloration de la résine.

3.5.2.3. CONCLUSIONS

Le taux de survie est de 89,9 % dans cette étude, pourcentage comparable à d'autres études notamment celle de Gunne, Astrand et al. en 1999 [34] qui ne concerne que des bridges segmentaires à trois éléments suivis sur 10 ans. La perte osseuse périimplantaire est à peu près similaire à 1 an.

Donc a priori, un bridge de grande étendue n'a pas foncièrement un moins bon pronostic qu'un petit bridge, si ce n'est qu'il met un jeu un plus grand nombre de piliers dentaires et implantaires.

Les deux patients concernés par l'échec de toute leur prothèse avaient déjà un début de destruction d'os marginal avant même l'insertion de la prothèse. Ils étaient pourvus d'implants courts et présentaient des relations intermaxillaires défavorables pouvant expliquer l'incertitude quant au devenir de l'ensemble.

Les complications sont également comparables à d'autres études.

Les bridges en métal + céramique montrent moins de détérioration, moins de complications techniques et un meilleur rendu esthétique au long court par rapport aux bridges en métal + résine acrylique.

Les intrusions sont apparues avec le Mac Collum Attachement et en fonction de l'expérience du praticien.

Les piliers dentaires pourvus de copings avec pas de vis permettent d'éviter l'intrusion : c'est plus complexe et plus onéreux mais cette technique assure le démontage aisé de la prothèse.

Seulement, parfois, la mise en œuvre de coiffe est rendue impossible par le manque d'espace vertical ou pour des raisons esthétiques.

Dans la présente étude, 13 des prothèses sont seulement supportées par un implant distal et une

dent, dont 8 dents sont pourvues de copings avec pas de vis, et 5 sans copings. Il n'existe pas de différence significative entre les deux du point de vue stabilité, complication, disconfort.

Ainsi, il semble évident de ne pas hésiter à se lancer dans des traitements avec bridges mixtes de grande étendue, ce n'est pas parce que plusieurs piliers dentaires et implantaires sont mis en jeu que les complications en seront décuplées.

3.5.3. BRIDGES MIXTES DE GRANDE ÉTENDUE : QU'EN PENSE LE PATIENT ? KRONSTROM ET AL. (2004) [52]

Le but de l'étude in vivo de Kronström et al. réalisée en 2004 [52] est de comparer des bridges complets supportés par des implants uniquement avec d'autre supportés par implants et dents combinés, par l'intermédiaire d'un questionnaire de 15 questions posées à chaque patient.

3.5.3.1. MATÉRIEL ET METHODES

L'étude s'effectue chez 21 patients porteurs de prothèses fixes sur implants (ISP : implant supported fixed prostheses) et chez 21 patients porteurs de prothèses fixes supportées par des implants et des dents (TISP).

Tous les piliers dentaires sont recouverts de copings scellés possédant un pas de vis vertical.

L'armature est en métal précieux, le matériau cosmétique est de la résine acrylique ou de la céramique.

Toutes les armatures sont monobloc et vissées à la fois sur les implants et les copings.

Chaque bridge est constitué au moins de 8 éléments.

Prosthesis no.	Time in service (years)	No. and Positions of Units*											
		16	15	14	13	12	11	21	22	23	24	25	26
1	13	P	I	P	P	I	A	A	P	A	A	A	P
2	12	P	I	P	I	P	A	A	P	I	P	I	P
3	12		P	I	P	A	P	I	I	A	P	P	
4	12	A	P	I	A	I	P	P	P	I	I	P	
5	10	P	I	I	P	I	A	A	P	P	I	I	P
6	10		P	A	A	I	P	A	I	I	I	P	
7	10		P	I	I	I	A	I	I	A	I	P	
8	8	I	I	I	I	A	A	I	I	P	I	I	
9	7		P	I	P	A	A	A	P	I	I	P	
10	7	A	A	P	A	A	I	P	I	I	I	P	
11	6		P	I	I	A	A	A	P	P	I	P	
12	6		P	A	A	I	P	P	P	I	I	I	
13	5		I	I	I	P	A	A	P	A	P	P	A
14	5		P	P	I	I	P	A	A	A	I	I	I
15	3	P	I	I	I	P	A	A	I	A	I	I	P
16	2	P	I	P	A	I	A	I	P	I	P	I	P
17	1	I	I	I	I	P	P	A	I	A	I		

Tableau 20

Distribution des piliers dentaires et implantaires, et des pontics des différents bridges mixtes (A = piliers dentaires, I = piliers implantaires, P = pontics).

<i>Prosthesis No.</i>	<i>No. of Implants</i>	<i>No. of Units</i>	<i>Time in Service (years)</i>
1	6	12	13
2	6	12	12
3	4	10	11
4	6	12	10
5	6	12	10
6	5	12	10
7	5	10	8
8	5	12	7
9	4	10	7
10	6	11	7
11	6	12	6
12	6	10	6
13	6	12	5
14	4	10	4
15	6	12	3
16	6	12	3
17	6	12	3
18	5	12	1.5
19	6	12	1

Tableau 21

Nombre d'implants et d'éléments présents au niveau des bridges implantaires.

Les sujets des deux groupes sont sollicités pour répondre à un questionnaire de 15 questions concernant leur satisfaction des points de vue esthétique, masticatoire, phonétique, hygiénique... et notamment par rapport au statut dentaire antérieur du patient.

Voici les 17 questions qui leur sont posées :

- Etes-vous satisfait par la prothèse, depuis qu'elle a été mise en place, du point de vue fonctionnel ?
- Pensez-vous fréquemment que vous portez une prothèse dentaire ?
- En comparaison avec votre statut dentaire initial, avez-vous l'impression que votre prothèse actuelle est plus « artificielle » ?
- Quand est-il de votre mastication comparée à votre situation avant le traitement ?
- Vous a-t-il paru difficile de vous adapter à la prothèse après sa mise en place définitive ?
- La prothèse vous paraît-elle aujourd'hui plus naturelle que le jour de sa mise en place ?
- Vous sentez-vous plus « maladroit » dans votre bouche depuis que vous portez ce bridge ?
- Pouvez-vous mastiquer toutes sortes d'aliments sans difficulté ?
- Utilisez-vous souvent vos dents pour d'autres choses que la mastication, par exemple pour mordre un stylo ?
- Votre allocution a-t-elle été affectée par la prothèse au début ?
- Avez-vous en permanence des problèmes de zéaiement ou des difficultés à prononcer certains mots ou lettres ?
- Parvenez-vous à maintenir une bonne hygiène au niveau de la prothèse et de ses alentours ?
- Etes-vous satisfait par l'apparence esthétique de la prothèse ?
- Le traitement maintenant accompli correspondait-il à vos attentes ?
- Avez-vous, ne serait-ce qu'une fois, regretté d'avoir choisi ce traitement ?
- Considérez-vous que ce traitement valait la peine d'investir autant de temps et d'argent ?
- Si vous aviez la possibilité de plusieurs traitements, choisiriez-vous ce même traitement

aujourd'hui ?

3.5.3.2. RÉSULTATS

36 réponses ont été obtenues, 17 pour le groupe ISP et 19 pour le groupe TISP, soit un taux de réponse de 86 %. Apparemment, en moyenne, le questionnaire fut rempli après environ 8 ans de port de bridge.

Les deux groupes expriment un haut degré de satisfaction et reportent une amélioration importante de leur faculté masticatoire, peu se plaignent de désagréments phonétiques.

Bien qu'il soit démontré de mineures différences concernant l'esthétique (avec une réponse positive légèrement plus élevée pour le groupe ISP) et concernant la facilité de maintien de l'hygiène (avec une réponse légèrement plus faible pour le groupe ISP), aucune de ces différences ne demeure statistiquement significative.

3.5.3.3. DISCUSSION

Les résultats montrent une similarité frappante dans la plupart des réponses entre les deux groupes.

Bien que la mise en œuvre des bridges complets sur dents et implants soit certainement plus compliquée, les patients ne semblent pas en avoir été influencé dans leurs réponses.

3.5.3.4. CONCLUSION

Certes, dans cette étude, il n'est pas mentionné de résultats physiques qui pourraient montrer des différences (complications techniques, évolution osseuse marginale, intrusions, fractures...) entre les deux groupes ; au contraire l'étude s'est entièrement reportée aux ressentis du patient pour déterminer si certains aspects relatifs au confort prothétique pouvaient diverger.

Il en ressort qu'il n'y a pas de différence réelle dans les réponses qu'ont donné les patients des deux groupes.

Il est alors possible de conclure que ce type de conception prothétique mixte et de grande étendue ne semble en aucun cas contrarier le confort du patient, en comparaison avec une conception purement implantaire.

3.5.4. CAS PARTICULIERS DES BRIDGES EN EXTENSION D'APRES LUNDGREN ET LAURELL (1994) [60]

3.5.4.1. GENERALITES

Théoriquement, les dents support de bridge devraient être de même nombre ou supérieures au nombre de dents à remplacer.

Mais il a été constaté qu'un petit nombre de piliers dentaires correctement répartis pouvaient supporter avec succès un bridge de grande étendue. Ainsi, 4 piliers dentaires supportent une

longueur de travée de 30 mm.

Pour les implants, on considère que 4 implants (dont un à chaque extrémité) supportent un bridge de 10 éléments.

Quelque soit le bridge, il faut toujours essayer d'avoir des piliers terminaux, au moins un de chaque côté pour un bridge segmentaire et plutôt deux de chaque côté pour un bridge d'arcade. Cependant, il n'existe parfois pas de piliers terminaux existants et des implants ne sont pas toujours possibles à poser, c'est pourquoi on réalise des extensions ou cantilevers bien que ce ne soit pas idéal.

Ainsi, pour les bridges mixtes, il peut s'agir d'extensions au niveau du segment dentaire ou d'extensions au niveau du segment implantaire ce qui ne constitue pas le même enjeu mécaniquement.

3.5.4.2. EXTENSIONS À COTÉ DE PILIERS DENTAIRES

3.5.4.2.1. Revue des différentes études

L'étude de Randow et al. (1986) [82], réalisée à partir de questionnaires proposés aux praticiens concernant les cantilevers, montre que le taux d'échecs après 7 ans de fonction est de 8 % pour les bridges sans extension avec piliers dentaires en distal, de 16 % pour les bridges avec un simple cantilever des deux côtés, de 34 % pour les bridges avec 2 cantilevers du même côté, et de 44 % pour les bridges avec 2 cantilevers de chaque côté.

La principale cause d'échecs est la perte de rétention de la couronne adjacente, suivie par une fracture de la reconstruction prothétique.

La fréquence des échecs augmente avec le temps de service, surtout pour les cas de cantilevers bilatéraux.

Karlsson (1989) [46] confirme les résultats précédents. Il examine des bridges après 14 ans de service. La moyenne des échecs est de 26 % avec 11 % pour les bridges avec piliers distaux et 36 % pour les bridges avec extensions.

Le nombre d'échecs augmente avec le nombre d'unités cantilevers et le temps de service ; la cause principale est la perte de rétention de la couronne du pilier adjacent.

Mais ces études ne parlent pas de la dimension de l'armature, de la forme des préparations, ni du design de la construction.

Laurell et al. en 1991 [54] étudient le pronostic de 36 prothèses fixes chez 34 patients, sur un suivi de 5 à 12 ans. Les bridges sont avec des extensions uni ou bilatérales à deux ou trois éléments cantilevers.

Les résultats témoignent de la perte d'un bridge (trauma occlusal, parafunctions, stress), de la fracture d'un pilier dentaire issu d'un bridge de 12 éléments. Il n'y a pas de problèmes pour les autres bridges.

Cependant, des dispositions spéciales sont établies concernant le design de ces constructions.

3.5.4.2.2. Démarches à suivre dans la réalisation

Soit, des extensions peuvent être mises en œuvre lorsqu'il n'existe pas de piliers dentaires terminaux et que la pose d'implants n'est pas souhaitée.

Néanmoins pour éviter des complications et échecs supérieurs aux bridges plus traditionnels, quelques règles devront être appliquées :

- Une rétention optimale doit être obtenue au niveau de la couronne adjacente au segment cantilever avec la réalisation de surfaces longues et parallèles.
- Les contacts occlusaux seront harmonieusement répartis.
- La morphologie occlusale devra guider les forces occlusales en direction apicale, antérieurement et postérieurement.
- Il n'y aura pas d'interférences sur les cantilevers en guidage antérieur et en latéralité.
- L'armature métallique devra faire au minimum 5 mm de hauteur et 4 mm de largeur, surtout en mésial et distal de la couronne adjacente au segment cantilever.

Le suivi de ces bridges doit prendre en compte le contrôle des contacts occlusaux sur les segments cantilever. En effet, en général, on observe une usure occlusale plus faible sur l'extension par rapport aux piliers ; il faut donc régulièrement retoucher l'élément cantilever pour à tout prix éviter les prématurités.

Ce type de bridge est alors possible si on y porte une attention plus particulière du fait de la présence de ces extensions.

3.5.4.3. EXTENSIONS A COTÉ DES PILIERS IMPLANTAIRES

C'est en général beaucoup mieux admis d'installer des cantilevers en prolongement du segment implantaire d'un bridge mixte ou d'un bridge implantaire. Deux voire trois éléments en extension peuvent être réalisés avec des taux de succès bons surtout à la mandibule.

Il faut bien sûr un contrôle attentif du modèle occlusal sur les cantilevers.

En effet, les plus forts contacts sur les cantilevers dus à une usure moins importante de ces secteurs doivent être régulièrement atténués pour éviter une concentration trop importante de forces à ces niveaux.

Enfin, ces prothèses doivent faire l'objet d'une attention particulière, car d'une part le risque de descellement et de fracture est augmenté et d'autre part les implants supportant des extensions distales présentent après 3 ans une perte osseuse d'autant plus importante que le cantilever est long (Le Gall et Saadoun, 1995 [56]).

3.6. RÉGLAGE DE L'OCCLUSION

3.6.1. CHOIX D'UN CONCEPT OCCLUSAL

Il n'existe pas actuellement de règles ou de concepts occlusaux spécifiques à la prothèse implanto-dento-portée.

Cependant, il est établi que compte tenu des caractéristiques propres aux implants, il est important d'établir une occlusion imposant le moins d'effort possible à l'interface os-implant ainsi qu'à la prothèse (Chapman, 1989 [16]).

Le pronostic de la prothèse dépend fortement du concept occlusal dans lequel la reconstruction s'inscrira, et de la morphologie particulière qu'elle adoptera (Bert, 1984 [8]).

Il se trouve déjà que le concept occlusal adopté en prothèse purement implantaire diffère selon les auteurs.

En effet, pour certains (Sullivan, 1991 [98]), les règles d'occlusion sur denture naturelle ou sur implants sont identiques.

Pour d'autres (Misch, 1995 [65]), le schéma occlusal est spécifique de la restauration utilisée avec des implants endo-osseux.

De ce fait, choisir un concept occlusal en prothèse implantaire fixée, comme en denture naturelle et comme en prothèse dento-implantaire fixée, c'est déterminer, orienter et limiter la direction et l'intensité des forces le plus axialement possible :

« Déterminer » lors de l'analyse prothétique préchirurgicale.

« Orienter » avec le positionnement des implants (axe et émergence dans le couloir prothétique).

« Limiter » la direction et l'intensité en choisissant le bon concept occlusal.

Ce schéma est soumis à certains facteurs clés en fonction des différentes zones d'édentement pour la prothèse implantaire. Ce sont les mouvements fonctionnels, le guide antérieur et l'orientation des implants.

Il est important de retenir certaines règles d'occlusion en prothèse implantaire et que l'on considérera valables également pour la prothèse mixte.

3.6.2. SCHÉMA OCCLUSAL ET FACTEURS DÉTERMINANTS

Isidori, Malquarti et Chavrier (1998) [42].

3.6.2.1. A PROPOS DES MOUVEMENTS FONCTIONNELS

En dehors de l'enveloppe fonctionnelle (c'est-à-dire quand il s'agit d'une reconstruction esthétique), les implants ne participeront à la dynamique que de manière légère. Il suffira pour cela de réduire l'angulation cuspidienne de la reconstruction de quelques degrés, de façon à :

- Soit faire assurer la guidance par les dents naturelles existantes en l'absence de pathologies occlusales.

- Soit diminuer la composante horizontale des forces si aucune guidance-relais ne peut être assurée par les dents naturelles : un effleurement est possible en fin de mouvement de latéralité et de propulsion.

Dans l'enveloppe fonctionnelle, il ne doit y avoir aucun contact lorsque le schéma de reconstruction le permet, sauf en relation centrée (RC) ou en position d'intercuspidation maximale (PIM) où ce contact est très léger.

Il faudra éviter le plus possible de faire intervenir les couronnes sur implants en occlusion dynamique. Il faudra également placer les contacts travaillants le plus antérieurement possible pour diminuer les moments de torsion existants pendant les mouvements d'excursion latéraux et privilégier la protection canine quand il ne s'agit pas d'un implant.

Une désocclusion immédiate au niveau des segments cantilevers est également nécessaire.

Si le schéma de reconstruction ne le permet pas, les contacts ou glissements de circumduction devront avoir leur composante horizontale réduite au maximum. Aucune prématurité ne doit subsister en relation centrée.

En résumé, il faut essayer de faire intervenir le moins possible les implants dans les mouvements de latéralité et de propulsion, mouvements qui induiraient des contraintes transversales sur ceux-ci.

3.6.2.2. A PROPOS DU GUIDAGE ANTERIEUR ET LATERAL

Le surplomb et le recouvrement incisif assurent la pente incisive. Celle-ci, en conjuguant son effet à celui de la pente condylienne, détermine la désocclusion des dents postérieures. Les implants situés dans les zones postérieures sont ainsi protégés des contraintes transversales.

En cas de béance incisive, il y a sollicitation accrue des prothèses postérieures sur implants avec développement de contraintes transversales externes au niveau de l'os et internes dans les piliers.

L'absence de guidage antérieur est un élément défavorable pour la réalisation de prothèse implanto-portée dans les segments postérieurs du fait d'un développement important de forces latérales.

Dans cette situation défavorable, le concept occlusal doit être préalablement évalué au stade de la prothèse transitoire fixée.

De plus, le guidage antéro-latéral doit être assuré par la dent la plus antérieure entrant en contact.

Lors de la mise en fonction initiale des implants, les contraintes latérales doivent être réparties uniformément et harmonieusement selon une fonction de groupe faisant intervenir :

- Les dents antérieures
- Les cuspidées postérieures jusqu'à la première molaire au maximum.

-

Quelques semaines après la mise en charge des implants, au moyen d'une prothèse transitoire fixée, les contacts travaillants doivent être allégés progressivement puis supprimés au niveau postérieur afin de privilégier un guidage par les dents les plus antérieures.

Misch (1995) [66] a introduit le concept de mise en charge progressive des implants parce que l'ostéointégration n'atteint son état stable qu'après plus d'un an de mise en charge (Bränemark).

Il préconise :

- Des contacts occlusaux limités aux forces axiales sur les implants.
- Une diminution, voire une suppression des forces latérales.
- L'absence de contacts sur les pontics.
- L'absence d'extensions.

Cette stimulation progressive de l'interface os-implant permet à l'os de se réorganiser progressivement en fonction des forces occlusales et donc d'augmenter la densité osseuse.

3.6.2.3. A PROPOS DE L'ORIENTATION DES IMPLANTS

L'utilisation de piliers angulés doit être réservée uniquement à la gestion des problèmes esthétiques et non à la gestion des contraintes occlusales. Les implants doivent être posés parallèlement les uns aux autres dans le couloir prothétique.

3.6.2.4. CONCLUSION

La protection des reconstructions implanto-portées par les dents naturelles (proprioceptives) dans tous les mouvements excentrés de la mandibule est, lorsque cela est possible, une obligation.

En présence de troubles de l'occlusion, il est souhaitable de reconstruire selon le concept gnathologique.

La mise en charge progressive par de prothèses transitoires afin de vérifier le schéma occlusal adopté est presque un impératif.

Ces principes sont applicables à la prothèse implanto-dento-portée, dans le sens où les dents support de la prothèse mixte protégeront les implants support de cette même prothèse ; si cela est possible, seuls les piliers dentaires assureront complètement les mouvements excentrés mandibulaires.

En fait, l'occlusion statique des reconstructions unitaires et plurales implanto-portées fixes est identique à celle des dents naturelles, à moins qu'on ne fasse de contacts plus légers sur les implants étant donné leur immobilité (alors que les dents s'enfoncent sous la pression).

En occlusion dynamique, si le nombre d'implants permet de résister aux forces latérales, le schéma occlusal se rapprochera de celui des dents naturelles ; si le nombre d'implants ne permet pas de compenser les forces latérales, le schéma occlusal sera différent d'un schéma occlusal en denture naturelle.

Qu'en est-il pour les prothèses mixtes ?

Les prothèses implanto-dento-portées seront équilibrées de façon harmonieuse en occlusion statique, que l'on soit au niveau d'un segment implantaire ou dentaire.

En occlusion dynamique, il faudra éviter une fonction canine au niveau d'un implant canin et privilégier à ce moment une fonction de groupe avec dents et implants impliqués,

favoriser le guidage antérieur. En latéralité côté travaillant, si les implants sont dans la fonction de groupe, il est moins primordial de minimiser les contacts sur ceux-ci car les implants font partie de la même structure que les piliers dentaires également dans la fonction de groupe.

On se rapproche plus d'un concept occlusal de prothèse sur dents naturelles avec ces prothèses mixtes.

3.6.3. INTERFÉRENCES OCCLUSALES ET PREMATURITES : CONSEQUENCES

Clayton et Simonet, 1990 [19].

En denture naturelle comme en prothèse implantaire, un contact dento-dentaire se produisant avant l'intercuspidie maximale peut induire un glissement interdentaire ou « glissement en centré ». ce glissement sera d'autant plus perturbateur qu'il est dévié latéralement.

Il peut entraîner :

- Soit un déplacement de la dent.
- Soit une modification des rapports mandibulo-maxillaires.
- Soit les deux problèmes associés.

S'agissant d'un implant, la même prématurité peut avoir des conséquences différentes :

- Soit une répartition anormale des forces pouvant entraîner une résorption osseuse localisée dans un premier temps autour du col de l'implant (d'autant plus marquée que l'axe de l'implant est oblique).
- Soit une surcharge parafunctionnelle accrue accompagnée d'une perte osseuse importante et rapide (manque de discrimination tactile des récepteurs péri-implantaires).
- Soit une modification immédiate des rapports mandibulo-maxillaires. A la différence de la dent naturelle, l'implant ne se déplacera pas.
- Soit une contrainte excessive au niveau des vis.

Il est donc primordial, pour ces raisons, de déterminer dès l'élaboration préchirurgicale le schéma occlusal le mieux adapté à la situation clinique et ensuite de moduler l'application des forces occlusales par le biais d'une prothèse implanto-dento-portée transitoire en résine afin d'évaluer la fonction occlusale pendant plusieurs semaines et de vérifier au stade transitoire si le schéma occlusal proposé peut être effectivement réalisé.

Il faut savoir que les interférences occlusales peuvent avoir les mêmes effets destructeurs et perturbateurs en prothèse dentaire, implantaire, ou mixte mais que compte-tenu de la faible capacité discriminatoire des récepteurs périimplantaires, la sollicitation neuromusculaire risque d'être plus intense et plus rapide au niveau des implants.

En d'autres termes, une dysfonction neuromusculaire pourrait apparaître beaucoup plus vite car le phénomène d'évitement réflexe envers les contacts nocifs qui existe en denture naturelle grâce aux récepteurs desmodontaux ne semble que très peu avoir lieu au niveau implantaire.

3.7. MAINTENANCE

3.7.1. MAINTENANCE DES SYSTÈMES PROTHÉTIQUES

Le Gall et Saadoun, 1995 [56].

D'une façon générale, les prothèses implantaires scellées demandent une maintenance réduite, alors que les prothèses vissées et démontables nécessitent un suivi plus important.

L'avantage que peut représenter la possibilité de démontage en cas de réintervention sur un implant, ou d'évolution ultérieure possible de la prothèse est cependant partiellement compensé par une plus grande fragilité à long terme des composants prothétiques et la lourdeur de la maintenance.

Il importe d'effectuer à chaque séance de maintenance une évaluation générale de la mobilité prothétique pour détecter un éventuel descellement, un dévissage, la fracture d'un composant prothétique ou d'un implant.

Néanmoins, chaque type de réalisation prothétique bénéficiera d'une maintenance spécifique adaptée.

3.7.1.1. PROTHESE FIXE VISSEE DEMONTABLE

La notion de prothèse vissée s'applique essentiellement aux segments implantaires des bridges mixtes ; dans ce cas, nous ne nous soucions pas du mode de fixation des segments dentaires.

Le démontage des vis coronaires, des faux moignons et de la prothèse, afin de tester la mobilité des implants, leurs sensibilités et leurs réponses à la percussion doivent être entrepris chaque année.

La chronologie de la maintenance des systèmes vissés doit être respectée de façon impérative et la responsabilité du praticien dégagée par écrit en cas de négligence du patient.

La parfaite adaptation de la prothèse aux piliers, l'absence de mobilité et la présence de toutes les vis seront vérifiées.

En effet, laisser en place des composants prothétiques incomplets ou partiellement dévissés :

- Accélère l'installation du jeu prothétique par un phénomène pendulaire amplifié par les micromouvements fonctionnels et parafonctionnels.
- Augmente considérablement le risque de fracture des vis, tout particulièrement la vis de fixation du pilier sur l'implant.
- Provoque le développement de forces pendulaires anarchiques génératrices de surcharges occlusales sur les implants et les dents supports.

Par ailleurs, le fait de relier les structures prothétiques par vissage seul sur les implants, sans utilisation d'agent de liaison, facilite l'infiltration salivaire dans les microdéfauts d'ajustage des pièces métalliques.

La macération dans ce milieu pauvre en oxygène peut provoquer l'installation d'une pile

d'aération. Le risque de corrosion caverneuse est donc important dans les infractuosités des structures métalliques, même si elles sont homogènes et ont été passivées. Cette donnée renforce la nécessité du démontage régulier des prothèses vissées.

Au moindre signe de fatigue ou de corrosion, les composants vissés devront être changés afin d'éviter à tout prix leur rupture qui pourrait aboutir à la perte de la prothèse ou même de l'implant ce qui serait un paradoxe pour une prothèse justement conçue pour éviter cette finalité.

Si un logement de vis prend du jeu, il faudra pouvoir la remplacer par une vis de plus gros diamètre en créant un nouveau pas (rarement possible) ou, à défaut de pouvoir refaire la prothèse, procéder à son scellement définitif avec un composite de scellement.

De même, si les composants prothétiques prennent un jeu excessif, notamment au cas de liaison semi-rigide avec des dents naturelles, il faudra soit sceller la prothèse soit la refaire s'il existe un doute sur la tenue du scellement.

Lors du remontage des composants prothétiques, la parfaite adaptation du pilier ou de la connexion prothétique directe sur la tête de l'implant doit être vérifiée radiographiquement tout particulièrement lorsqu'il y a eu remplacement de composants vissés.

3.7.1.2. PROTHÈSE FIXE SCELLÉE DÉFINITIVEMENT

Il peut s'agir d'une prothèse conçue à l'origine pour être totalement scellée (pilier et couronne implantaire, couronne dentaire) ou d'une prothèse conçue pour être partiellement ou totalement vissée mais fixée de façon définitive par scellement.

L'absence de vis occlusales et le scellement permanent permettent la réalisation des prothèses simples, esthétiques et stables, autorisant des liaisons rigides entre dents naturelles et implants.

Les réglages occlusaux sont plus faciles et leur pérennité mieux assurée.

La maintenance est limitée à la vérification annuelle de la tenue du scellement et de l'occlusion. En revanche, la maintenance de l'implant et de ses tissus de soutien ne sera pas facilitée.

C'est le type de prothèse où la maintenance est la moins lourde et qui supportera le mieux d'éventuelles négligences du patient dans le suivi de ses rendez-vous d'entretien.

3.7.1.3. PROTHÈSE FIXE SCELLÉE PROVISOIREMENT

C'est le cas de prothèses maintenues par scellement temporaire dans un souci de sécurité ou dans une perspective d'évolution prothétique ultérieure.

C'est également le cas de la quasi-totalité des prothèses destinées à être scellées définitivement après une période d'observation plus ou moins longue.

La tenue du scellement sera initialement vérifiée une semaine après la pose, puis chaque mois, en essayant d'établir une corrélation entre un descellement et un éventuel problème occlusal.

La présence de percolation de salive ou de bulles à la limite prothétique, sous pression occlusale ou au pompage, fera suspecter un descellement. Le maintien en place d'éléments prothétiques partiellement ou totalement descellés risque de laisser se développer, sur les composants prothétiques et le corps de l'implant, des contraintes anarchiques aggravant de façon importante les risques de fracture.

Chaque rescellement sera précédé du nettoyage minutieux de l'intrados de la prothèse afin d'éviter les surépaisseurs de ciment de scellement.

En effet, l'absence de ligament autour de l'implant réduit la possibilité de résilience axiale, la moindre surépaisseur de ciment risque de laisser le segment prothétique en suroccclusion sans possibilité de compensation. Chaque rescellement doit donc être suivi d'une équilibration occlusale minutieuse.

En cas de doute sur la tenue de l'ostéointégration de l'implant ou de l'évolution parodontale des dents résiduelles, un scellement semi-définitif peut être maintenu au long terme afin de pouvoir faire évoluer ultérieurement la prothèse en ajoutant des implants et de nouveaux composants prothétiques.

3.7.2. MAINTENANCE OCCLUSALE

Si le concept et l'ajustement occlusal initial ont une importance déterminante dans la prévention d'un échec traumatique précoce, le maintien à long terme d'un équilibre occlusal atraumatique est un élément déterminant de la prévention des fractures implantaires et prothétiques et du maintien de l'ostéointégration et de l'os alvéolaire.

Cliniquement, on peut décomposer l'approche occlusale en trois parties :

- Réévaluation de la simultanéité des contacts en intercuspidation maximale sous pression occlusale de déglutition, à l'aide de papiers marqueurs.
 - Réévaluation des guidages fonctionnels de mastication.
 - Evaluation des facettes d'usure pathologique en différenciant bien les facettes fonctionnelles de mastication de celles résultant de l'installation d'un bruxisme.
- Ces facettes parafunctionnelles sont à mettre en relation avec une éventuelle perte d'os crestal autour du corps de l'implant, ce qui entraînerait la réalisation et le port obligatoire d'une gouttière de protection nocturne.

3.7.3. CONCLUSION

L'entretien de l'environnement parodonto-occlusal revêt donc une importance capitale dans le maintien à long terme de l'ostéointégration.

Il est important que le patient sache, avant le début du traitement, que le résultat à long terme de la thérapeutique dento-implantaire dépend surtout de sa coopération dans l'exécution sérieuse d'un plan de maintenance cohérent.

L'évaluation régulière des paramètres cliniques tels que mobilité implantaire, dentaire et prothétique, modification gingivale, migration tissulaire, sondage des poches et mesure des niveaux d'attache, intrusion, saignement au sondage, évaluation bactériologique et radiographique, rapports d'occlusion, parafunctions, permettent de déceler les problèmes rapidement, de poser un diagnostic étiologique et de remédier à la situation par une thérapeutique précoce et adaptée.

Une visite une semaine après la pause de la prothèse, un mois plus tard, puis tous les 3 mois est conseillée.

Le rythme des séances de maintenance est en fait à adapter individuellement à chaque patient, en fonction de son cas clinique.

4. 4^{ÈME} PARTIE : PRESENTATION D'UN CAS CLINIQUE

Ce cas clinique retrace toutes les étapes nécessaires, diagnostiques, chirurgicales, prothétiques et cliniques réalisées chez une patiente de 58 ans atteinte de maladie parodontale, et que l'on souhaite réhabiliter avec une prothèse implanto-dento-portée.

Il a été réalisé en 2001 par un chirurgien dentiste (Gueudry, J) et un prothésiste (Moinard, M) et s'intitule :

« Réhabilitation occluso-prothétique, implanto-dento-portée chez une patiente atteinte de maladie parodontale » [32].

4.1. ANAMNESE, RECUEIL DES DONNEES ET SITUATION CLINIQUE INITIALE

La patiente consulte par peur de perdre ses dents. Elle a subi différents traitements prothétiques (le dernier date de 2 ans) qu'elle considère comme des échecs : ses dents sont de plus en plus mobiles, sa prothèse amovible partielle est inconfortable, et la migration de ses dents antérieures lui paraît très inesthétique. Elle souhaiterait bénéficier d'une prothèse fixée.

La prise en charge ne peut être que globale d'autant que la maladie parodontale et les perturbations occlusales ne peuvent être traitées partiellement.

L'élaboration du plan de traitement fait d'abord appel au recueil des données photographiques, radiographiques, axio-pantographiques, ainsi qu'à des modèles d'étude qui seront montés en articulateur après enregistrement des rapports intermaxillaires.

La patiente est atteinte d'une maladie parodontale à l'origine d'une lyse osseuse horizontale et une mobilité dentaire, objectivée par l'ouverture des diastèmes antérieurs.

Une prothèse amovible à infrastructure métallique de mauvaise qualité siège au maxillaire, remplaçant les dents 23, 24, 25, 26.

A la mandibule, les molaires sont mésioversées à la suite de la perte de 36 et 46 non compensée.

Le bilan radiographique rétro-alvéolaire et la panoramique confirment la parodontite chronique évolutive, en dépit de l'hygiène convenable, avec des poches de 4 à 8 mm, en particulier dans le secteur antérieur.

La 22 semble condamnée, ainsi que la 28.

La 44 présente une rhizolyse avec forte mobilité.

Les poches sur 37 et 47 sont accentuées par leur version mésiale.

Les tracés axio et pantographiques ne révèlent pas de pathologies de l'articulation temporo-mandibulaire, mais une dysfonction occlusale majeure (perte de calage, guidage et centrage).

4.2. ELABORATION DU MONTAGE PROSPECTIF

Une cire de diagnostic est élaborée sur les modèles montés en articulateur. C'est ce montage prospectif qui servira à construire les prothèses provisoires fixes et amovibles qui seront ensuite testées cliniquement pendant plusieurs mois.

Cette cire servira également à construire un guide radiologique pour l'étude implantaire.

Elle participe aussi à l'élaboration du plan de traitement qui prévoit d'associer un traitement orthodontique pour fermer les diastèmes antérieurs, et la mise en place d'implants pour retrouver un nombre suffisant de piliers pour une prothèse fixe maxillaire.

A la mandibule, seront réalisés des bridges conventionnels de 43 à 48 et de 34 à 38.

Au maxillaire, après l'extraction de 22 (extraction différée pour 28), des coiffes conventionnelles sont prévues sur 14, 15, 16 et un grand bridge monobloc 13, 12, 11, 21, 22, 23, 24, 25, 26, 27 implanto-dento-porté sous réserve de pouvoir exploiter le secteur maxillaire gauche pour l'implantologie.

Ce bridge aurait également une fonction de contention pour le secteur antérieur.

4.3. PREMIERES PROTHESES PROVISOIRES

Des bridges provisoires avec des faces occlusales métalliques sont réalisés à la mandibule de 43 à 48 et de 34 à 38, et resteront en place pendant toute la durée des phases orthodontique et implantaire.

Au maxillaire, la plaque base résine portant les dents de 22 à 26 ménage les anneaux gingivaux, libère la région rétro-incisive et dispose de crochets coulés.

Toutes les autres dents restantes sont coiffées de prothèses provisoires fixes en résine cuite.

Le traitement orthodontique commence ; la 28 est conservée temporairement car elle sert d'ancrage et de calage occlusal pour l'enregistrement des rapports intermaxillaires.

4.4. PHASE CHIRURGICALE

Les examens scannographiques ayant confirmé la possibilité de mettre 3 implants Ankylos dans des situations exploitables pour la prothèse fixée (en position de 22, 23, 24), la chirurgie implantaire est faite 4 semaines après l'avulsion de la 22.

Le traitement orthodontique, les traitements conservateurs, et le traitement d'assainissement parodontal se font pendant le temps de l'ostéointégration.

4.5. NOUVELLES PROVISOIRES DITES DE PREMIERE GENERATION

Le traitement orthodontique étant terminé, les appareillages sont déposés. De nouvelles prothèses provisoires sont scellées en bouche, au niveau du bloc antérieur, assurant sa contention (les provisoires étaient unitaires pendant l'orthodontie permettant le déplacement des dents).

La prothèse amovible partielle provisoire est toujours présente, et l'on veille à ce qu'elle ne pénalise pas la cicatrisation péri-implantaire.

4.6. PROTHESES PROVISOIRES DE DEUXIEME GENERATION, IMPLANTO-DENTO-PORTEES

Après la découverte des implants et la vérification de l'ostéointégration, des prothèses provisoires fixes vont être réalisées très rapidement, reposant sur les piliers dentaires et implantaires (piliers Balance). Il n'y aura donc plus de prothèse amovible supérieure.

L'empreinte pour ces prothèses de 2^{ème} génération est réalisée à l'aide d'un porte-empreinte à ciel ouvert, en double mélange, avec des transferts pick-up.

Une nouvelle cire de diagnostic est sculptée, respectant le même schéma occlusal que celui qui a été validé par les anciennes provisoires. Cette maquette concerne le grand bridge de 13 à 27, implanto-dento-porté.

Ce bridge provisoire doit anticiper tous les paramètres de prothèse permanente fixe, occlusaux et esthétiques.

Cette situation aux deux arcades est l'aboutissement et la concrétisation du plan de traitement initial. Une nouvelle période d'évaluation est nécessaire, tant d'un point de vue occlusal que parodontal.

La maladie parodontale ayant été traitée, cette étape transitoire permet de commencer les étapes de maintenance.

En fonction de la nature des piliers, des concepts occluso-prothétiques différents ont été choisis : du côté des dents naturelles (côté droit), a été établie une fonction canine pure, alors que du côté des implants (côté gauche), une fonction de groupe antérieure est mise en place. Les contacts en propulsion s'établissent sur toutes les incisives.

La réévaluation occlusale, parodontale et implantaire se fait pendant 8 mois avant de refaire une axiographie et une pantographie de contrôle qui confirment le bien-être clinique (les tracés tendent à se normaliser).

4.7. REALISATION DE LA PROTHESE PERMANENTE

La chronologie de la réalisation conduit à réaliser les restaurations mandibulaires en premier, en utilisant un modèle antagoniste tiré d'une empreinte des prothèses maxillaires provisoires en place.

Deux empreintes sectorielles sont réalisées en bas car il existe des difficultés particulières à cause d'une salivation abondante et parce que le plancher buccal est très haut.

Sur les modèles en plâtre obtenus, sont confectionnées de chapes métalliques, solidarisées avec de la résine.

En bouche, la précision des chapes est contrôlée, et une empreinte double mélange emporte ces chapes. Le modèle de travail est issu de cette empreinte par repositionnement des MPU dans les chapes.

Les rapports intermaxillaires sont enregistrés sur une faible épaisseur de résine calcinable.

Les bridges céramo-métalliques mandibulaires sont confectionnés dans le respect de la morphologie antagoniste des provisoires. Ils sont scellés après avoir vérifié la bonne relation occlusale.

La dépose de la prothèse provisoire maxillaire (en place depuis 8 mois) montre des piliers dentaires et implantaires en bon état, et l'existence de papilles interimplantaires.

L'empreinte s'avère complexe car elle comporte des piliers et des contextes gingivaux de natures différentes.

Les piliers Balance sont remplacés par des piliers pick-up pour l'empreinte.

Les piliers naturels 14, 15, 17 sont recouverts de chapes de report solidarisées à la résine et réalisées à partir d'une empreinte précédente.

Les piliers 13, 12, 11, 21 ont des limites juxtagingivales.

L'empreinte double mélange est effectuée avec un PEI à ciel ouvert, entraînant piliers implantaires et chapes de report.

Les MPU implantaires sont rendus amovibles, c'est pourquoi on parvient à les repositionner dans l'empreinte : on obtient le maître modèle.

La table incisive de l'articulateur est modelée en résine à partir des modèles en plâtre de la situation buccale avec les prothèses provisoires cliniquement validées.

Les maquettes en cire des prothèses permanentes sont montées.

Une réduction homothétique est faite ensuite au niveau des maquettes respectant les plages de brasure. En effet, il est nécessaire de travailler avec des armatures brasées après avoir été solidarisées en bouche.

Une sorte de PEI est réalisé.

Les armatures sont essayées, contrôlées en bouche puis une clef en plâtre est réalisée dans le PEI laissant visible les limites cervicales, ce qui permettra le repositionnement pour la brasure.

De la cire est déposée sur le plâtre afin de l'isoler puis un revêtement à gros grains est coulé dans la clef et dans les intrados prothétiques des armatures. Après durcissement, on obtient donc des armatures solidarisées grâce à cette clef de brasure.

Les brasures sont faites, aboutissant à l'armature monobloc de 13 à 27.

Elle est essayée en bouche puis la céramique est montée en fonction des prothèses permanentes antagonistes.

Le scellement est effectué après contrôle occlusal.

CONCLUSION

L'expérience clinique et les études réalisées in vivo sur les bridges implanto-dento-portés ont montré que la distribution des forces entre piliers dentaires et piliers implantaires est davantage influencée par la géométrie prothétique (forme, dimension, situation, occlusion) et le positionnement de l'implant (position, orientation) que par les différences de caractéristiques sous une charge occlusale entre un implant et une dent.

La connexion dent-implant est une conception qui doit dorénavant intégrer les plans de traitement prothétiques en cabinet dentaire, sans appréhension.

Cette connexion sera dans tous les cas rigide, et il faudra privilégier une armature monobloc plutôt que segmentée, et qui soit scellée si possible. Les matériaux utilisés ne différeront pas des matériaux classiques de prothèse conjointe.

En revanche, l'élaboration d'une prothèse transitoire est primordiale.

En effet, le défi à relever n'est plus tant l'ostéointégration de l'implant mais l'occlusointégration de la structure prothétique, facteur déterminant dans la pérennité des prothèses mixtes. C'est pourquoi la prothèse transitoire en résine est nécessaire car elle permet de tester une conception occlusale pendant quelques mois, et de la valider ou de la modifier avant de réaliser la prothèse définitive.

Ensuite, c'est l'avenir qui nous dira si le ligament parodontal autour des implants pourra être fabriqué par « l'ingénierie des tissus » et ce n'est qu'alors que l'implant s'imposera comme totale alternative de la dent à remplacer.

En attendant, la différence de résilience, de proprioception, de réception des forces entre une racine naturelle et une racine artificielle ne doit pas faire reculer le praticien, car il existe aujourd'hui suffisamment de recul, et d'études ayant révélé des taux de succès identiques aux bridges implantaires pour ce type de concept mixte, qu'il ne faut pas hésiter quand l'indication pour cette restauration se présente.

L'implant n'est pas comme une racine naturelle avec son ligament parodontal, une racine ne ressemble pas à un implant, mais l'un et l'autre ne sont pas incompatibles sous une même structure rigide, c'est ce que nous avons démontré dans toutes les pages précédentes, alors bonne lecture ou bonne relecture !

BIBLIOGRAPHIE

- 1 ABBOU M., CHICHE F., ET AL.
Connexité prothétique entre implants et dents naturelles : approche clinique, étude bibliographique et prospective.
Cah. Proth., 1995, 91 : 57-68.
- 2 ARNOUX J.P.
Implant de Bränemark et traitement des parodontites terminales.
Réal. Cliniques, 1992, 3 (3) : 359-369.
- 3 ASTRAND P., BORG K., GUNNE J., OLSSON M.
Combination of natural teeth and osseointegrated implants as prosthesis abutments: a 2-year longitudinal study.
Int. J. Oral Maxillofac. Impl., 1991, 6 : 305-312.
- 4 AUBRY B., BABEL L., DURAND M.
Conceptions mécaniques des infrastructures de bridge.
Art. Tech. Dent., 1991, 2 : 147-153.
- 5 BALLESTER FERRANDIS J.F., BOUILLARD F., ET AL.
Connexion dent-implant : étude clinique multicentrique sur implants Biotech.
Implant., Fév. 2005 : 33-44.
- 6 BARTH, RAPHAËL.
La prothèse implanto-dento-portée. -92p.
Th : Chir.-Dent. : Strasbourg : 2001 ; 05.
- 7 BATES J.F., STAFFORD G.D., HARRISON A.
Masticatory function ; a review of the literature : Part 2.
J. Oral Rehab., 1975, 2 : 349-361.
- 8 BERT M.
Organisation des faces occlusales des prothèses scellées sur des points d'appui implantés.
Influence sur l'indication des implants.
Cah. Proth., 1984, 46 : 79-88.
- 9 BIANCU S., ERICSSON I., ET LINDHE J.
The periodontal ligament of teeth connected to osseointegrated implant : an experimental study in the beagle dog.
J. Clin. Periodontol., 1995, 22 : 362-370.

- 10 BIDEZ M.W., MISCH C.E.
Force transfer in implant dentistry : basic concepts and principes.
J Oral Implant, 1992, vol. 18 n°3 : 264-274.
- 11 BOREL J.C., MORENAS M., GOURDON A.M.
Principes généraux des bridges.
Enc. Méd. Chir. (Paris), Stomatologie 2, 23270 A¹⁰, 1984, 12.
- 12 BRUNSKI J.B.
Biomechanics of oral implants : future research directions.
J. Dent. Educ., 1988, 52 : 775-787.
- 13 CAPUTO A.
Biomechanics in clinical dentistry.
Chicago: Quintessence, 1985.
- 14 CARLSSON G.E., HARALDSON T.
Functional response.
Chicago : Quintessence Publ. Co., édit., 1985.
- 15 CAVICCHIA F., BRAVI F.
Free-standing versus tooth-connected implant-supported fixed partial restorations: a comparative retrospective clinical study of the prosthetic results.
Int. J. Oral Maxillofac. Impl., 1994, 9 : 711-718.
- 16 CHAPMAN R.J.
Principes d'occlusion pour prothèses sur implants.
Clinic/Odontologia, 1989, 5 : 317-325.
- 17 CHO G.C., CHEE W.W.
Apparent intrusion of natural teeth under an implant supported prosthesis : A clinical report.
J. Prosth. Dent., 1992, 68 (1) : 3-5.
- 18 CIBIRKA R.M., RAZZOOG M.E., ET AL.
Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces.
J. Prosth. Dent., 1992, 67 (3) : 361-364.
- 19 CLAYTON J.A., SIMONET P.F.
L'occlusion en prothèse ostéo-intégrée.
Cah. Proth., 1990, 72 : 114-138.
- 20 CLELLAND N.L., ISMAIL Y.H., ET AL.
Three-dimensional finite element stress analysis in and around the screw-vent implant.
Int. J. Oral Maxillofac. Impl., 1991, 6 : 391-398.

- 21 DALKIZ M., ZOR M., ET AL.
The three-dimensional finite element analysis of fixed bridge restoration supported by the combination of teeth and osseointegrated implants.
Implant Dent., 2002, 11 : 293-300.
- 22 DAVIS D.M., RIMROTT R. ET AL.
Studies on frameworks for osseointegrated prostheses. Part 2 : The effect of adding acrylic resin or porcelain to form the occlusal superstructure.
Int. J. Oral Maxillofac. Impl., 1998, 5 : 275-280.
- 23 DUYCK J., NAERT I., ET AL.
Biomechanics of oral implants: a review of the literature.
Technol. Health Care, 1997, 5 : 253-273.
- 24 ENGLISH C.E.
Root intrusion en tooth-implant combination cases.
Implant Dent., 1993, 2 : 79-85.
- 25 FAUCHER R.R., BRYANT R.A.
Bilateral fixed splints.
Int. J. Periodont. Rest. Dent., 1983, 5 : 9.
- 26 FENTON A.H.
Occlusal thickness perception of patients with osseointegrated implant bridges.
J. Dent. Res., 1981, 60 (abs.437) : 419.
- 27 FRENCH A.A., BOWLES C.Q., PARHAM P.L., ET AL.
Etudes comparatives des contraintes périimplantaires transmises par quatre implants disponibles dans le commerce.
Rev. Int. Parodont. Dent. Rest., 1989, 9 : 220-230.
- 28 GARCIA L.T., OESTERLE L.J.
Natural tooth intrusion phenomenon with implants : a survey.
Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 1998, 13 (2) : 227-231.
- 29 GENON P., CHICHE F.
Liaison implants-dents naturelles.
Implant, 1996, 2 (2) : 111-115.
- 30 GRAFF H., GRASSLE H., AEBERHARD HJ.
A method for measurement of occlusal forces in three directions.
Helv. Odont. Acta, 1974, 18 : 7-11.
- 31 GRUNDER U., STRUB J.R.
Implant supported suprastructure design.
Int. J. Periodont. Rest. Dent., 1990, 9 : 341-354.

- 32 GUEUDRY J., MONARD M.
Réhabilitation occluso-prothétique, implanto-dento-portée chez un patient atteint de maladie parodontale.
Strat. Proth., 2001, tome 1 n°1 : 1-09-2001.
- 33 GUNNE J., ASTRAND P., AHLEN K., BORG K., OLSSON M.
Implants in partially edentulous patients. A longitudinal study of bridges supported by both implants and natural teeth.
Clin. Oral Impl. Res., 1992, 3 : 49-56.
- 34 GUNNE J., ASTRAND P., LINDH T., BORG K., OLSSON M.
Tooth-implant and implant supported fixed partial dentures: a 10-year report.
Int. J. Prosthodont., 1999, 12 (3) : 216-221.
- 35 GUNNE J., RANGERT B., ET AL.
Functional loads on freestanding and connected implants in three-unit mandibular prostheses opposing complete dentures: an in vivo study.
Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 1997, 12 : 335-341.
- 36 HANNAM A.G.
Periodontal mechanoreceptors.
Bristol: Wright, 1976 : 42-49.
- 37 HARALDSON T.
A 10-year follow-up of patients with osseointegrated implants bridges.
Amsterdam : Experta Medica, édit., 1986.
- 38 HARSON, LUDOVIC.
Analyse biomécanique et occlusale des restaurations prothétiques implanto-portées.
Th : Chir.-Dent. : Nancy : 1998.
- 39 HOSNY M., DUYCK J., VAN STEENBERGHE D., NAERT I.
Within-subject comparison between connected and nonconnected tooth-to-implant fixed partial prostheses: up to 14-year follow-up study.
Int. J. Prosthodont., 2000, 13 (4) : 340-346.
- 40 HUE O.
Manuel d'occlusodontie.
Paris: Masson, 1992.
- 41 ISIDOR F.
Liaisons dents naturelles-implants : quelles implications occlusales ?
Inf. Dent., fév. 2003, 6 : 351-352.
- 42 ISIDORI M., MALQUARTI G., CHAVRIER C.
Concepts occlusaux en prothèse fixée implantaire.
Implant, 1998, 4 (1) : 29-40.

- 43 ISMAIL Y., KUKUNAS S., ET AL.
Comparative study of various occlusal materials for implant prosthodontics (abstract).
J. Dent. Res., 1989, 68 : 962.
- 44 JACOBS R., VAN STEENBERGHE D.
Comparative evaluation of the oral tactile function by means of teeth or implant-supported
protheses.
Clin. Oral. Impl. Res., 1991, 2 : 75-80.
- 45 JEMT T., LEKHOLM U., ADELL R.
Osseointegrated implants with the treatment of partially edentulous patients : a preliminary
study of 876 consecutively placed fixtures.
Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 1989, 4 (3) : 211-217.
- 46 KARLSSON S.
Failures and length of service in fixed prosthodontics after long-term function.
Swed. Dent. J., 1989, 13 : 185-192.
- 47 KAY H.B.
Free-standing versus implant-tooth-interconnected restorations: understanding the
prosthodontic perspective.
Int. J. Periodont. Rest. Dent., 1993, 13 (1) : 47-69.
- 48 KAYACAN R., ET AL.
Theoretical study of the effects of tooth and implant mobility differences on occlusal force
transmission in tooth/implant-supported protheses.
J. Prosth. Dent., 1997, 78 (4) : 391-399.
- 49 KINDBERG H., GUNNE J. ET AL.
Tooth- and implant supported protheses: a retrospective clinical follow-up to 8 years.
Int. J. Prosthodont, 2001, 14 : 575-581.
- 50 KLINEBERG I.
Influences of temporomandibular articular mechanoreceptors on functional jaw movements.
J. Oral Rehab., 1980, 7 : 307-315.
- 51 KOMIYAMA Y.
Clinical and research experiences with osseointegrated implants in Japan.
Quintessence Publishing, 1989, 197-214.
- 52 KRONSTROM M., TRULSSON M., SODERFELDT B.
Patient evaluation of treatment with fixed protheses supported by implants or a combination
of teeth and implants.
J. Prosthodont, 2004, 13 (3) : 160-165.

- 53 LAUFER B.Z., GROSS M.
Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part 2: principes et applications.
J. Oral Rehabilitation, 1998, 25 : 69-80.
- 54 LAURELL L., LUNDGREN D. ET AL.
A long-term prognosis of extensive polyunit cantilevered fixed partial dentures.
J. Prosth. Dent., 1991, 66 : 545-552.
- 55 LE GALL M.G., LAURET J.F., SAADOUN A.P.
Quelle occlusion en prothèse sur implants ?
2^{ème} partie : nécessité d'une approche fonctionnelle.
Cah. Proth., 2000, 110 : 7-19.
- 56 LE GALL M.G., SAADOUN A.P.
Maintenance en implantologie.
Deuxième partie : Maintenance prothétique et occlusale.
Clinic, 1995, 5 : 337-346.
- 57 LE GALL M.G., SAADOUN A.P.
Liaison entre dents naturelles et implants. Limites et indications.
Cah. Proth., 2004, 127 : 17-28.
- 58 LINDEN RWA.
Periodontal mechanoreceptor and their fonctions.
Londres: Macmillan Press, 1990 : 52-96.
- 59 LINDH T., BACK T., NYSTRÖM E., GUNNE J.
Implant versus tooth-implant supported prostheses in the posterior maxilla: a 2-year report.
Clin. Oral Impl. Res., 2001, 12 (5) : 441-449.
- 60 LUNDGREN D., LAURELL L.
Biomechanical aspects of fixed bridgework supported by natural teeth and endosseous implants.
Periodontol. 2000., Feb 1994, 4 : 23-40.
- 61 LUNDGREN D., LAURELL L., ET AL.
Distribution of occlusal forces in a dentition unilaterally restored with a bridge construction supported on osseointegrated implants.
Amsterdam : Experta Medica, 1986.
- 62 LUNDQVIST S., HARALDSON T.
Occlusal perception of thickness in patients with bridges on oral implants.
Scand. J. Dent. Res., 1984, 92 : 88-92.

- 63 MAC GLUMPHY E.A., CAMPAGNI W.V., PETERSON I.J.
A comparison of the transfer characteristics of a dental implant with a rigid or a resilient internal element.
J. Prosth. Dent., 1989, 62 : 586-593.
- 64 MENSOR M.C., AHLSTROM R.H., ET AL.
Compliant Keeper system replication of the periodontal ligament protective damping function for implants: Part 2.
J. Prosth. Dent., 1999, 81 : 404-410.
- 65 MENSOR M.C., AHLSTROM R.H., ET AL.
Compliant Keeper system replication of the periodontal ligament protective damping function for implants: Part 1.
J. Prosth. Dent., 1998, 80 : 565-569.
- 66 MISCH C.
Biomécanique et occlusion en prothèse implantaire.
Cours du Cercle d'étude franco-libanais d'implantologie et de parodontologie ; 16 janvier 1995 ; Paris.
Paris : Cercle d'étude franco-libanais d'implantologie et de parodontologie, 1995.
- 67 MISCH C.E.
Contemporary implant dentistry.
St Louis: Mosby, 1993, -779p.
- 68 MISSIKA P., ROUX P., BERT M.
Prothèse implantaire pour l'omnipraticien.
Paris : Quintessence international, 2003, -151p.
- 69 MOULIN P., BETITO M.
Contraintes occlusales en prothèse conjointe supra-implantaire: la gestion prothétique.
Cah. Proth., 1997, 99 : 32-40.
- 70 MÜHLBRADT L., ULRICH R., ET AL.
Mechanoperception of natural teeth versus endosseous implants revealed by magnitude estimation.
Int. J. Oral Maxillofac. Impl., 1989, 4 : 125-130.
- 71 NAERT I., VANDAMME K.
Connexion entre dents et implants.
Implant., 2003, 9 : 85-99.
- 72 NAERT I.E., QUIRYNEN M., ET AL.
A six year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism.
J. Prosth. Dent., 1992, 67 : 236.

- 73 NAERT I.E., DUYCK J.A., HOSNY M.M., VAN STEENBERGHE D.
Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients.
Part. 1: an up to 15-years clinical evaluation.
Part. 2: an up to 15-years radiographic evaluation.
Clin. Oral Impl. Res., 2001, 12 (3) : 237-244, 245-251.
- 74 NISHIMURA R.D, OCHIAI K.T, ET AL.
Photoelastic stress analysis of load transfer to implants and natural teeth comparing rigid and semirigid connectors.
J. Prosthet. Dent., 1999, 81 : 696-703.
- 75 OCHIAI K.T., OZAWA S., ET AL.
Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected prostheses with segmented and nonsegmented abutments.
J. Prosth. Dent., 2003, 89 : 495-502.
- 76 OLSSON M., GUNNE J., ASTRAND P., BORG K.
Bridges supported by free-standing implants versus bridges supported by tooth and implant. A 5-year prospective study.
Clin. Oral Impl. Res., 1995, 6 (2) : 114-121.
- 77 PARFITT G.
Measurement of the physiologic mobility of individual teeth in an axial direction.
J. Dent. Res., 1960, 39 : 68-75.
- 78 PESUN I.J.
Intrusion of teeth in the combination implant-to-natural-tooth fixed partial denture: a review of theories.
J. Prosthodont., 1997, 6 (4) : 268-277.
- 79 PESUN I.J., STEFLIK D.E., ET AL.
Histologic evaluation of the periodontium of abutment teeth in combination implant/tooth fixed partial denture.
Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 1999, 14 : 342-350.
- 80 PIERRISNARD L., AUGEREAU D., ET AL.
Comportement mécanique des implants et matériau prothétique.
Analyse par la méthode des éléments finis.
Implant, 1996, 2 (1) : 17-28.
- 81 PIETROBON N., GLAUSER R., ET AL.
Matériaux cosmétique céramique ou résine en prothèse fixée implanto-portée ?
Alternatives, 2000, 5 : 66-70.

- 82 RANDOW K., GLANTZ P.O. ET AL.
Technical failures and some related clinical complications extensive fixed prosthodontics. An epidemiological study of long terme clinical quality.
Acta. Odontol. Scand., 1986, 44 (4) : 241-255.
- 83 RANGERT B., GUNNE J., SULLIVAN D.Y.
Mechanical aspects of a Bränemark implant connected to a natural tooth: an in vitro study.
Int. J. Oral Maxillofac. Impl., 1991, 6 : 177-186.
- 84 RATEITSCHAK K.H., RATEITSCHAK E.M.
Atlas de parodontologie.
Paris : Flammarion, 1996: -320p.
- 85 RENOUEARD F., RANGERT B.
Facteurs de risque et traitements implantaires.
Quintessence International, 1999 : -176p.
- 86 RICHARD, OLIVIER.
Aspects biomécaniques de la prothèse implantaire fixée. -135p.
Th : Chir.-Dent. : Nancy : 2002.
- 87 RICHTER E. J
Biomécanique des implants dentaires : aspects théoriques.
Rev. Belg. Med. Dent., 1987, 42 : 186-190.
- 88 RICHTER E.J.
Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry.
J. Prosth. Dent., 1989, 61 : 602-609.
- 89 RIEDER C.E., PAREL S.M.
A survey of natural tooth abutment intrusion with implant connected fixed partial dentures.
Int. J. Periodont. Rest. Dent., 1993, 13 :335-347.
- 90 ROBBIANI E .
Connexion dent-implant : une évaluation clinique sur 15 ans.
Cah. Proth., 2001, 115 : 30-31.
- 91 ROMEROWSKI J., BRESSON G.
Anatomie dentaire fonctionnelle : relations statiques.
Paris : CdP, 1988 : -50p.
- 92 SARFATI, ET AL.
Comportement biomécanique des piliers implantaires.
Actual. Odontostomatol., 1996, 195 : 375-383.

- 93 SEKINE H., KOMIYAMA Y., ET AL.
Mobility, characteristics and tactile sensitivity of osseointegrated fixture supporting system.
In. Oral. Maxillofac. Reconst., 1986 : 326-332.
- 94 SHEETS C.G., EARTHMAN J.C.
Tooth intrusion in implant-assisted prostheses.
J. Prosth. Dent., 1997, 77 (1) : 39-45.
- 95 SHILLINGBURG H., HOBBS S., WHITSETT L.
Bases fondamentales de prothèse fixée.
Paris CdP, 1978 : -453p.
- 96 SKALAK R.
Aspects of biomechanical considerations.
In : Tissue integrated prostheses / Bränemark P.I, Zarb G., Albrektsson, Chicago :
Quintessence, 1985, 11 : 117-128.
- 97 SKINNER E.W.
Sciences des matériaux dentaires.
6^{ème} édition Paris : Prélat, 1971 : -683p.
- 98 STORAY A.T.
Reflex function at the temporomandibular joint.
J. Prosth. Dent., 1973, 30 : 830-845.
- 99 SULLIVAN D.Y.
L'expérience clinique de l'occlusion prothétique en implantologie (compte rendu).
Lille : Collège national d'occlusion, 1991.
- 100 TOUBOL J.O.
Quelques considérations logiques à propos de l'occlusion des prothèses agrégées sur implants.
Questions Odonto-Stomatol., 1985, 38 : 155-159.
- 101 TREVOUX M., SALAMA JP.
Etude des forces appliquées sur les implants et les dents dans le cadre d'une restauration
implanto-dento-portée.
Art. Tech. Dent., 1995, 6 : 23-33.
- 102 TZAKIS M.G., LINDEN B., ET AL.
Oral function in patients treated with prostheses on Bränemark implants in partially
edentulous jaws : a pilot study.
Int. J. Maxillofac. Impl., 1990, 5 : 107-111.
- 103 VAN ROSSEN I.P.
Dental implant loading: flexible vs. Rigid.
Uni. Thesis, Amsterdam, 1991.

104 VAN ROSSEN I.P., BRAAK L.H., ET AL.
Stress-absorbing elements in dental implants.
J. Prosth. Dent., 1990, 64 : 198-205.

105 VAN STEENBERGHE D.
A retrospectiv multicenter evaluation of the survival rate of osseointegrated fixtures
supporting fixed partial prostheses in the treatment of partial edentulism.
J. Prosth. Dent., 1989, 61: 217-223.

106 ZUCK G.
Connexion dents naturelles-implants.
Inf. Dent., Déc. 2004, 44 : 3113-3119.

TABLE DES MATIÈRES



INTRODUCTION	1
1. 1^{ERE} PARTIE : CONCEPTION BIOMECANIQUE	3
1.1. DEFINITION DE LA BIOMECANIQUE	3
1.2. TYPES DE FORCES RENCONTREES	3
1.2.1. FORCES LINEAIRES	3
1.2.2. FORCES ROTATIVES	3
1.3. LES ELEMENTS DE PROPRIETE MECANIQUE	4
1.3.1. CONTRAINTE	4
1.3.2. DEFORMATION	4
1.3.3. ANALYSE DES CONTRAINTES : PRINCIPES ET TECHNIQUES	5
1.4. BIOMECANIQUE DE LA MASTICATION	7
1.4.1. EN DENTURE NATURELLE	8
1.4.2. SUR LES IMPLANTS	17
1.4.3. DISTINCTION DENTS / IMPLANTS, CONSEQUENCES POUR LES RESTAURATIONS MIXTES	30
2. 2^{EME} PARTIE : BIOMECANIQUE DES BRIDGES IMPLANTO-DENTO-PORTES	43
2.1. PRINCIPES MECANIKES GENERAUX DES BRIDGES	43
2.1.1. LA TRAVEE	43
2.1.2. FORMES GEOMETRIQUES	45
2.1.3. EFFET D'ENTAILLE	45
2.1.4. RIGIDITÉ ET DÉFORMATION	45
2.2. BIOMECANIQUE DES BRIDGES IMPLANTO-DENTO-PORTES VISSES (TREVoux, SALAMA, 1995) [101]	46
2.2.1. ETUDE DES FORCES EXERCEES SUR UNE RECONSTRUCTION IMPLANTO-DENTO-PORTEE VISSEE	46
2.2.2. INTERPRETATION	50
2.2.3. ANALYSE DE LA VIS DE FIXATION PROTHÉTIQUE	54
2.3. BIOMECANIQUE DES BRIDGES IMPLANTO-DENTO-PORTES A TRAVERS LES DIFFERENTES ETUDES REALISEES IN VITRO ET IN VIVO SUR LA CONNEXION DENT-IMPLANT	56

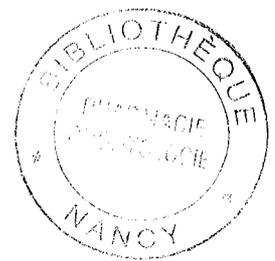
2.3.1.	ETUDES IN VITRO.....	56
2.3.2.	ETUDES IN VIVO UTILISANT UNE CONNEXION RIGIDE.....	59
2.3.3.	INFLUENCE DU TYPE DE CONNEXION IMPLANT-DENT DANS LE DEVENIR DES PROTHESES	64
2.3.4.	ETUDE CLINIQUE MULTICENTRIQUE SUR IMPLANTS BIOTECH, 2005, COMPARAISON AVEC LES RÉSULTATS BIBLIOGRAPHIQUES	80
2.4.	INTRUSION.....	85
2.4.1.	DÉFINITION DE L'INTRUSION DENTAIRE	85
2.4.2.	HISTORIQUE.....	85
2.4.3.	LES CAUSES DES INTRUSIONS.....	87
2.4.4.	TRAITEMENT DE L'INGRESSION DENTAIRE	93
2.4.5.	COMMENT EVITER LES INGRESSIONS ?.....	93
3.	3^{ÈME} PARTIE : DEFINITION ET DESCRIPTION DES RESTAURATIONS IMPLANTO-DENTO-PORTES, QUE RETENIR AUJOURD'HUI ?	95
3.1.	DEFINITION DES BRIDGES DITS « MIXTES » OU IMPLANTO-DENTO- PORTES.....	95
3.2.	INDICATIONS ET CONTRE-INDICATIONS.....	96
3.2.1.	FACTEURS DE RISQUE BIOMÉCANIQUE	96
3.2.2.	INDICATIONS DES LIAISONS DENTS-IMPLANTS.....	101
3.2.3.	COMMENT EXPLIQUER LE BON COMPORTEMENT DES LIAISONS DENTS- IMPLANTS ALORS QUE L'ÉCOLE SUEDOISE LES A PENDANT LONGTEMPS DECONSEILLÉES ?.....	104
3.2.4.	CONTRE-INDICATIONS	105
3.3.	AVANTAGES	105
3.3.1.	RESTAURATIONS DE GRANDE ÉTENDUE	105
3.3.2.	CONSERVATION D'UNE PROPRIÉCEPTION	106
3.3.3.	RÉDUCTION DE LA MOBILITÉ DE L'ENSEMBLE.....	106
3.3.4.	CONSERVATION DES DENTS À SUPPORT PARODONTAL RÉDUIT : ROLE DE CONTENTION	107
3.3.5.	MINORATION DES RISQUES DE FRACTURE	107
3.3.6.	PLUS GRANDE FACILITÉ A MAINTENIR LA STABILITÉ DE L'OCCLUSION 107	
3.3.7.	MEILLEUR CONTRÔLE DES FORCES TRANSVERSALES	107
3.3.8.	FACILITÉ DE RÉALISATION DE LA PROTHÈSE TEMPORAIRE.....	108
3.3.9.	AVANTAGE PSYCHOLOGIQUE.....	108
3.3.10.	PRONOSTIC DENTAIRE AMÉLIORÉ.....	108
3.3.11.	REPÈRES DU COULOIR PROTHÉTIQUE CONSERVÉS	108
3.3.12.	COÛT DU TRAITEMENT	109

3.4.	DESCRIPTION ET NATURE DE LA RECONSTITUTION PROTHETIQUE	109
3.4.1.	TYPE DE MATÉRIAU UTILISÉ EN PROTHESE MIXTE	109
3.4.2.	MORPHOLOGIE DES PROTHESES CONJOINTES SUPRA-IMPLANTO-DENTAIRES	112
3.4.3.	MOYENS DE CONNEXION ENTRE SEGMENTS DENTAIRES ET SEGMENTS IMPLANTAIRES	120
3.4.4.	EN DEFINITIVE, QUEL MODE DE FIXATION ET QUEL TYPE DE CONNEXION CHOISIT-ON AUJOURD’HUI EN PROTHÈSE MIXTE ?	140
3.5.	LES DIFFERENTS CAS POSSIBLES DE BRIDGES	145
3.5.1.	GENERALITES	145
3.5.2.	EXEMPLES DE CAS ENVISAGEABLES D’APRÈS L’ETUDE DE KINDBERG, GUNNE ET AL. (2001) [49]	145
3.5.3.	BRIDGES MIXTES DE GRANDE ÉTENDUE : QU’EN PENSE LE PATIENT ? KRONSTROM ET AL. (2004) [52]	151
3.5.4.	CAS PARTICULIERS DES BRIDGES EN EXTENSION D’APRES LUNDGREN ET LAURELL (1994) [60]	153
3.6.	RÉGLAGE DE L’OCCLUSION	156
3.6.1.	CHOIX D’UN CONCEPT OCCLUSAL	156
3.6.2.	SCHÉMA OCCLUSAL ET FACTEURS DÉTERMINANTS	156
3.6.3.	INTERFÉRENCES OCCLUSALES ET PREMATURITES : CONSEQUENCES	159
3.7.	MAINTENANCE	160
3.7.1.	MAINTENANCE DES SYSTÈMES PROTHÉTIQUES	160
3.7.2.	MAINTENANCE OCCLUSALE	162
3.7.3.	CONCLUSION	162
4.	4^{ÈME} PARTIE : PRESENTATION D’UN CAS CLINIQUE	164
4.1.	ANAMNESE, RECUEIL DES DONNEES ET SITUATION CLINIQUE INITIALE 164	
4.2.	ELABORATION DU MONTAGE PROSPECTIF	165
4.3.	PREMIERES PROTHESES PROVISOIRES	165
4.4.	PHASE CHIRURGICALE	165
4.5.	NOUVELLES PROVISOIRES DITES DE PREMIERE GENERATION	166
4.6.	PROTHESES PROVISOIRES DE DEUXIEME GENERATION, IMPLANTO-DENTO-PORTEES	166
4.7.	REALISATION DE LA PROTHESE PERMANENTE	167

CONCLUSION 168

BIBLIOGRAPHIE 169

TABLE DES MATIÈRES 180



MONDON (Hélène). – Les bridges dento-implanto-portés : connaissances actuelles.
Nancy 2005, p 183.

Th. : Chir-Dent. : Nancy 1 : 2006.

MOTS CLES : Prothèse mixte
Proprioception
Résilience
Intrusion
Connexion rigide/ non rigide
Connecteurs
Concept occlusal

MONDON (Hélène). – Les bridges dento-implanto-portés : connaissances actuelles.

Th. : Chir-Dent. : Nancy 1 : 2006.

Le fait de concevoir la connexion de piliers dentaires et implantaires sous une même prothèse conjointe soulève un problème : l'implant est ostéointégré et la dent est entourée de son ligament alvéolo-dentaire lui permettant une certaine mobilité. Cette différence de résilience entre racine naturelle et artificielle perturbe l'équilibre biomécanique du bridge.

Des moyens de connexion ont été utilisés, rigides et non rigides et/ou incorporant un élément résilient au niveau de l'implant, afin de créer le moins de moment de torsion possible au niveau de l'implant et pour limiter l'intrusion dentaire.

Les études réalisées in vivo et in vitro ont révélé en définitive que la connexion rigide était la connexion de choix, donnant les résultats les meilleurs en matière de pérennité de la prothèse, de conséquences mécaniques et biologiques, de niveau d'os marginal, et ne différant guère des résultats sur prothèses purement implantaires.

Aujourd'hui, une armature monobloc sur dents et implants n'utilisant aucun connecteur est même préconisée pour la réalisation de bridges mixtes, plus simple de réalisation mais indémontable si scellée définitivement.

Le réglage de l'occlusion et le passage par une prothèse conjointe transitoire sont primordiaux et détermineront la qualité du bridge final ainsi que sa pérennité.

M. J.P. LOUIS	Professeur des Universités	Président
M. J. PENAUD	Maître de Conférences	Juge
M. J. SCHOUVER	Maître de Conférences	Juge
M. D. DE MARCH	Docteur en Chirurgie Dentaire	Juge

Adresse de l'auteur : Hélène MONDON
18 quai Colonel Sérot
88000 EPINAL

FACULTE D'ODONTOLOGIE

Jury : Président : JP LOUIS – Professeur des Universités
Juges : J. PENAUD – Maître de Conférences des Universités
J. SCHOUVER – Maître de Conférences des Universités
D. DE MARCH – Docteur en Chirurgie Dentaire

Thèse pour obtenir le diplôme D'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

présentée par : **Mademoiselle MONDON Hélène**

né(e) à: **NANCY (54)**

le **27 avril 1981**



et ayant pour titre : «**Bridges dento-implanto-portés : connaissances actuelles**»

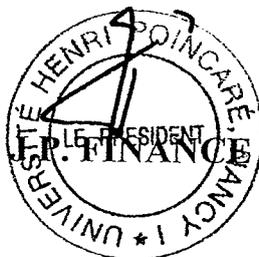
Le Président du jury,
Pr. JP LOUIS



Autorise à soutenir et imprimer la thèse **12419**

NANCY, le

Le Président de l'Université Henri Poincaré, Nancy-1



12 DEC. 2003

MONDON (Hélène). – Les bridges dento-implanto-portés : connaissances actuelles.
Nancy 2005, p 183.

Th. : Chir-Dent. : Nancy 1 : 2006.

MOTS CLES : Prothèse mixte
Proprioception
Résilience
Intrusion
Connexion rigide/ non rigide
Connecteurs
Concept occlusal

MONDON (Hélène). – Les bridges dento-implanto-portés : connaissances actuelles.

Th. : Chir-Dent. : Nancy 1 : 2006.

Le fait de concevoir la connexion de piliers dentaires et implantaire sous une même prothèse conjointe soulève un problème : l'implant est ostéointégré et la dent est entourée de son ligament alvéolo-dentaire lui permettant une certaine mobilité. Cette différence de résilience entre racine naturelle et artificielle perturbe l'équilibre biomécanique du bridge.

Des moyens de connexion ont été utilisés, rigides et non rigides et/ou incorporant un élément résilient au niveau de l'implant, afin de créer le moins de moment de torsion possible au niveau de l'implant et pour limiter l'intrusion dentaire.

Les études réalisées in vivo et in vitro ont révélé en définitive que la connexion rigide était la connexion de choix, donnant les résultats les meilleurs en matière de pérennité de la prothèse, de conséquences mécaniques et biologiques, de niveau d'os marginal, et ne différant guère des résultats sur prothèses purement implantaire.

Aujourd'hui, une armature monobloc sur dents et implants n'utilisant aucun connecteur est même préconisée pour la réalisation de bridges mixtes, plus simple de réalisation mais indémontable si scellée définitivement.

Le réglage de l'occlusion et le passage par une prothèse conjointe transitoire sont primordiaux et détermineront la qualité du bridge final ainsi que sa pérennité.

M. J.P. LOUIS	Professeur des Universités	Président
M. J. PENAUD	Maître de Conférences	Juge
M. J. SCHOUVER	Maître de Conférences	Juge
M. D. DE MARCH	Docteur en Chirurgie Dentaire	Juge

Adresse de l'auteur : Hélène MONDON
18 quai Colonel Sérot
88000 EPINAL