

Année 2003

Thèse n° 2727

**PROTHESE FIXEE IMPLANTO-DENTO-PORTEE :  
ETAT DES CONNAISSANCES**

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

Présentée et soutenue publiquement par

**Sandrine ROBERT**

née le 23.02.1976

le 3 Mars 2003 devant le jury ci-dessous

Président : Monsieur le Professeur Alain DANIEL

Assesseur : Monsieur le Professeur Bernard GIUMELLI

Assesseur : Monsieur le Docteur Yves HIRIGOYEN

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur François UNGER

Prothèse fixée implanto-dento-portée :  
Etat des connaissances

<u>Introduction</u>	5
<u>Chapitre 1 : Bases fondamentales de biomécanique</u>	6
<b>1.1 Définition de la biomécanique</b>	6
<b>1.2 Propriétés mécaniques</b>	7
1.21 Contraintes	7
1.22 Déformation	8
<b>1.3 Principes et techniques d'analyse des contraintes</b>	10
1.31 Techniques théoriques : analyse par éléments finis (F.E.A) ou modélisation par éléments finis (F.E.M)	11
1.32 Techniques expérimentales	12
1.321 Jauges électriques de contrainte	12
1.322 La photoélasticimétrie	12
<u>Chapitre 2 : La dent et son ligament parodontal</u>	14
<b>2.1 Description</b>	15
2.11 Les fibres obliques	15
2.12 Les fibres crestales	16
2.13 Les fibres horizontales	16
2.14 Le groupe apical	16
2.15 Le groupe inter radiculaire	16

<b>2.2 Fonctions du ligament parodontal</b>	17
2.21 Absorption des chocs	17
2.22 Mobilité physiologique	18
2.23 Fonctions sensorielles	20
<b><u>Chapitre 3 : L'implant</u></b>	24
<b>3.1 Implant et ostéointégration</b>	25
3.11 Système d'attache	25
3.12 Ostéointégration	27
3.121 Etudes biologiques préliminaires	28
3.122 Développement du protocole implantaire en deux temps	29
3.123 Les deux types d'ostéogénèse	30
3.1231 L'ostéogénèse de proximité ou d'apposition	30
3.1232 L'ostéogénèse de contact	31
3.124 Réponse osseuse péri-implantaire	31
<b>3.2 La proprioception</b>	35
3.21 Quelle proprioception peut-on espérer autour des implants ?	35
3.22 Comment pallier l'absence de dépressibilité ?	37
<b>3.3 Biomécanique de l'implant</b>	38
3.31 Modèles de prédiction de charges sur les implants	38
3.311 Analogie de RANGERT et Coll.	38
3.312 Distribution de la charge sur plusieurs implants : modèle théorique de SKALAK	42
3.32 Le transfert des contraintes vers l'interface	45
3.321 Définition de l'interface	45
3.322 Etude de SKALAK	45
3.323 Etude de FRENCH et Coll.	48
3.324 Etude de DEINES	50
3.325 Etude de RIEGER et Coll.	52

<b>3.4</b>	<b>Notions d'occlusion</b>	53
	<b><u>Chapitre 4 : Connexions dents-implants : études</u></b>	56
<b>4.1</b>	<b>Considérations expérimentales et théoriques</b>	57
4.11	Notions théoriques	57
4.12	Flexibilité du système Bränemark : rôle de la connexion pilier-implant	58
4.13	Les systèmes résilients	61
4.131	Faces occlusales en résine	61
4.131	Système IMZ	64
<b>4.2</b>	<b>Considérations cliniques</b>	66
4.21	Indications	66
4.22	Conception de la suprastructure	66
4.221	Prothèse monobloc	67
4.2211	Prothèse scellée sur dents/ vissée sur implants	67
4.2212	Prothèse scellée sur coiffes télescopiques/ vissée sur implants	68
4.2213	Prothèse scellée sur dents/ scellée sur implants	69
4.222	Prothèse conçue en plusieurs segments reliés par des attachements	71
4.2221	Attachement semi-rigide de type glissière	71
4.2222	Attachement rigide	74
<b>4.3</b>	<b>Études défavorables vis-à-vis des connexions dento- implantaires</b>	78
4.31	Étude de CHO G et CHEE W.	78
4.32	Étude de RIEDER C et PAREL S.	79
4.33	Étude de SHEETS C et EARTHMAN J.	83
4.34	Étude de CHEE W et CHO C.	84
4.35	Étude de GARCIA L et OESTERLE L.	85
4.36	Étude de NAERT I, DUYCK J et coll.	87
4.37	Étude de BLOCK M, LIRETTE D et coll.	90

<b>4.4 Etudes favorables des connexions dento-implantaires</b>	<b>92</b>
4.41 Etude de ERICSSON I, LEKHOLM U et coll.	92
4.42 Etude de BALSCHI JT.	94
4.43 Etude de OLSSON M, GUNNE J et coll.	95
4.44 Etude de FUGAZZOTTO P, KIRSCH A et coll.	97
4.45 Etude de HOSNY M, DUYCK J et coll.	98
4.46 Etude de LINDH T, BACK T et coll.	100
4.47 Etude de BRAGGER U, AESCHLIMANN S et coll.	102
4.48 Etude de KINDBERG H, GUNNE J et KRONSTROM M.	103
4.49 Etude de TANGERUD T, GRONNINGSAETER AG et TAYLOR A.	105
4.50 Etude de MENICUCCI G, MOSSOLOV A et coll.	107
<u>Conclusion</u>	109
<u>Références bibliographiques</u>	111

## INTRODUCTION

Les protocoles chirurgicaux et prothétiques concernant les implants ont été établis à l'origine pour le traitement des édentements complets. Les implants sont de nos jours largement utilisés pour résoudre des cas d'édentements partiels mais les protocoles nécessaires dans la démarche prothétique sont différents. Dans l'édentement encastré ou dans l'édentement distal postérieur, la présence de dents voisines peut conduire, dans certaines situations, à réaliser des prothèses à appuis mixtes ; ces reconstructions prothétiques s'appuient d'une part, sur un pilier naturel et d'autre part, sur un implant. La différence de dépressibilité tissulaire entre dent et implant est à l'origine des controverses sur les indications des connexions dents/implants.

Un des aspects important du traitement implantaire est d'ordre biomécanique. Les résultats à long terme peuvent être influencés par les conditions de charges des prothèses et surtout par le niveau des contraintes sur les implants individuels. Dans le plan de traitement, l'analyse clinique de ces facteurs biomécaniques est basée sur la définition de la charge appliquée selon des facteurs géométriques et occlusaux, sur l'évaluation de la capacité du support os/implant à supporter les charges et des facteurs technologiques.

Le ligament parodontal, qui assure une certaine mobilité physiologique des organes dentaires, n'existe pas autour des implants. Après avoir étudié les caractéristiques de ce ligament parodontal, nous présenterons la nature du système d'attache péri-implantaire.

Malgré ces différences, physiologiques et biomécaniques, de nombreuses études montrent que les praticiens ont cherché à relier dents et implants au sein d'une même structure prothétique. Nous présenterons les principales études comparatives des types de connexions, à savoir les connexions dento-dentaires, implano-implantaires et enfin, dento-implantaires. Nous détaillerons les conditions d'études et en présenterons les résultats..

Chapitre 1 :

Bases fondamentales de la biomécanique

# **1-Bases fondamentales de biomécanique**

## **1.1 Définition de la biomécanique (72)**

Avant de considérer la biomécanique appliquée aux piliers de prothèse fixée dentaire ou implantaire, il semble nécessaire de définir certaines notions de base ainsi que le terme de *biomécanique*.

La *biomécanique* désigne tout simplement l'application de la mécanique à des systèmes biologiques.

Cela suppose donc d'une part la compréhension du fonctionnement biologique des systèmes vivants et d'autre part une approche physique incluant l'analyse des contraintes, la détermination des propriétés mécaniques, la dynamique des fluides, le transfert de la chaleur et de la masse, ceci afin de décrire la réponse des systèmes vivants étudiés à des forces fonctionnelles ou parafunctionnelles.

La réhabilitation orale, objectif final de nos traitements, est difficile à réaliser car les forces fonctionnelles et parafunctionnelles en bouche résultent de réponses structurelles extrêmement complexes de la part des tissus oraux.

Il est donc primordial de mettre en œuvre des techniques appropriées d'analyse des tissus buccaux ainsi que des matériaux de restauration.

Ces recherches doivent permettre de prédire les performances cliniques de certaines modalités de restaurations et de fournir des directives pour leur utilisation.

## **1.2 Propriétés mécaniques (18) (72)**

### **1.21 Contrainte**

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

On notera que les deux actions (forces et contrainte) sont d'intensité égale mais de directions différentes, ou de sens différent si l'on considère les deux vecteurs.

Afin de les distinguer, la force extérieure (par unité de mesure) est désignée par le terme de *charge*.

La contrainte est exprimée en  $\text{kg/cm}^2$ , en  $\text{N/m}^2$ , en psi dans le système anglais (livre par Square inch) ou encore en Mpa (mégapascal).

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

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

$$1 \text{ psi} = 0.0703 \text{ kg/cm}^2$$

$$1 \text{ kg/cm}^2 = 0.098 \text{ Mpa}$$

Selon leurs directions, les contraintes peuvent être classées en trois types :

- Contrainte de traction = **tension** : c'est la résistance interne d'un corps à une force tentant de le tracter, de l'étirer.
- Contrainte de compression = **pression** : c'est la résistance interne d'un corps à une force tentant de le rendre plus petit.
- Cisaillement = **scission** : c'est la résistance interne d'un corps à une force essayant de faire glisser une partie d'un corps sur l'autre.

## 1.22 Déformation

A ces contraintes, correspondent des changements de forme décrits sous le terme de *déformation*. Cette dernière est définie comme le rapport de la variation de longueur sur la longueur d'origine.

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

En cisaillement, la déformation est exprimée en terme de changement de l'angle d'une portion d'un corps par rapport à l'autre.

Il faudra également garder en mémoire les termes de :

- limite d'élasticité
- limite de proportionnalité, avec une loi fondamentale (loi de Hooke) qui dit que la contrainte est directement proportionnelle à la déformation, en condition de déformation élastique. (fig.1)
- module d'élasticité ou module de YOUNG :  $E = \text{Contrainte}/\text{Déformation}$  (fig.2)
- flexibilité
- déformation permanente
- résistance : effort maximal nécessaire pour briser une structure

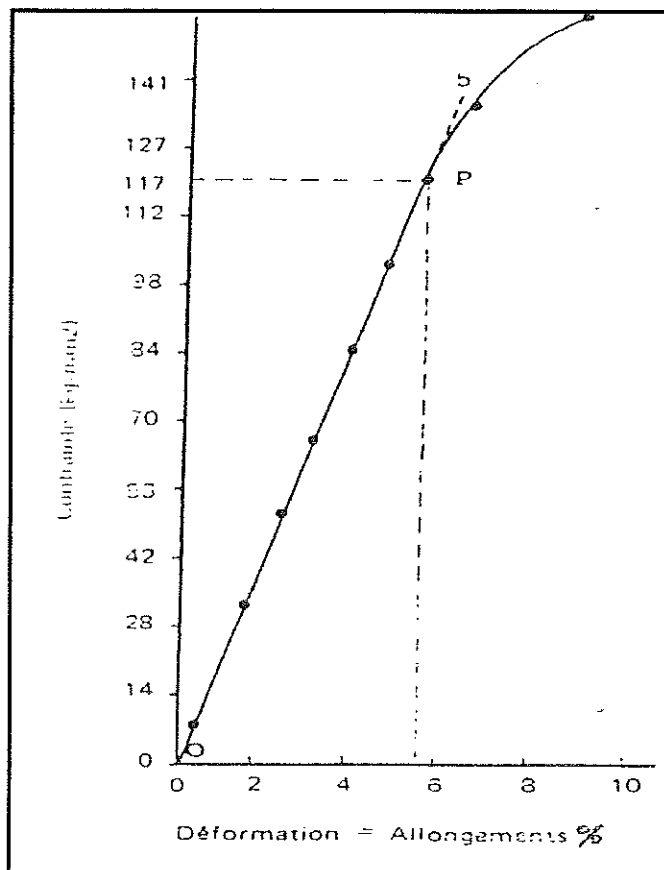


Fig.1 : exemple de courbe contrainte/déformation : fil orthodontique d'acier sous tension.

SKINNER et PHILIPS, 1971 (72).

limite de proportionnalité = 117,4 Kg/mm<sup>2</sup>

module d'élasticité = 23400 Kg/mm<sup>2</sup>

module de résistance = 29 Kg/cm<sup>2</sup>

charge de rupture = 165Kg/mm<sup>2</sup>

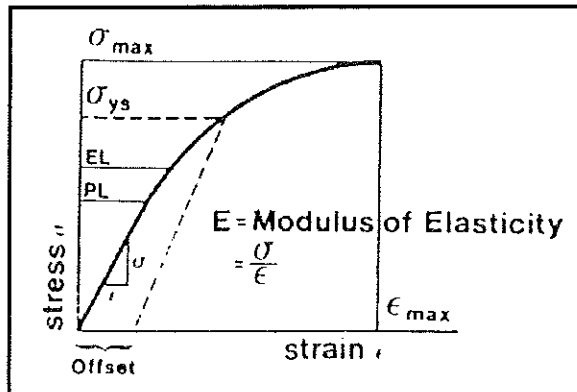


Fig. 2 : courbe typique contrainte/déformation illustrant les paramètres utilisés pour comparer les réponses mécaniques des matériaux. CAPUTO, 1985 (16).

PL = limite de proportionnalité

EL = limite d'élasticité

$\sigma_{ys}$  = flexibilité

$\sigma_{max}$  = résistance (effort max.)

$\epsilon_{max}$  = déformation permanente.

### 1.3 Principes et techniques d'analyse des contraintes

L'analyse des contraintes permet de prédire la répartition (ou distribution) de celles-ci à l'intérieur d'un corps sujet à des forces extérieures déterminées.

Les techniques d'analyse peuvent être séparées en deux groupes : théoriques et expérimentales.

Les approches théoriques utilisent des formules mathématiques alors que les techniques expérimentales impliquent, en général, des mesures variées, obtenues directement sur les structures intéressées ou par le biais de la modélisation de celles-ci.

### 1.31 Techniques théoriques : analyse par éléments finis (F.E.A) ou modélisation par éléments finis (F.E.M)

D'après Valentin (75), la méthode des éléments finis permet de concrétiser le problème et de calculer les contraintes et déformations en un nombre fini de points appelés *nœuds*.

Les structures que l'on cherche à calculer sont réduites à des sous-ensembles de parcelles de géométrie diverses que l'on appelle *éléments*.

Les *nœuds* correspondent en fait aux interconnexions de ces différents éléments.

Les contraintes seront donc étudiées pour chacun des éléments au lieu de l'ensemble de la structure.

A chaque élément est associé un groupe de propriétés qui déterminent ses caractéristiques mécaniques. Celles-ci sont propres au matériau que l'élément représente : il s'agit en particulier du *module de YOUNG E* et du *coefficient de Poisson  $\mu$* .

Le *module de YOUNG E* est défini comme étant le 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 ou courbes et des cercles, la modélisation géométrique de la structure s'effectue par *maillage* (découpage) en éléments.

Le nombre d'éléments créés par l'ordinateur est fonction de la précision recherchée par l'utilisateur.

En pratique, le maillage est affiné seulement dans les zones que l'on cherche à étudier plus finement.

La F.E.M fait donc appel à plusieurs disciplines :

- Mécanique des structures : propriétés intrinsèques des corps
- Analyse numériques : méthode d'approximation mathématique
- Informatique : collecte des données

## 1.32 Techniques expérimentales

### 1.321 Jauges électriques de contraintes

Ces jauges utilisent le principe selon lequel certains éléments des résistances électriques entraînent, quand ils ont subi 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 soumise à une charge, fournissent des tracés (diagramme) reflétant les modifications de résistance électrique et par conséquent une connaissance de la déformation en ce point.

### 1.322 La photoélasticimétrie

D'après FERNANDES OC.(31), la photoélasticimétrie utilise la lumière et des techniques d'optique pour étudier des déformations qui se produisent dans des corps élastiques.

D'usage courant en industrie, la méthode fut appliquée à la dentisterie en 1935 par ZARK (79) qui a étudié les effets mécaniques des appareils d'orthodontie sur les structures de soutien.

Depuis, la photoélasticimétrie permet utilement de visualiser et d'étudier la concentration des contraintes internes qui se développent dans :

- les structures dentaires
- les matériaux
- les zones d'appuis de prothèse partielle
- l'environnement alvéolo-osseux normal ou réduit des dents d'ancrage, au cours du déplacement d'une canine et de ses structures d'appui
- ou en présence d'une structure de bridge fixé.

Pour CAPUTO et STANDLEE (18), l'analyse de la photoélasticimétrie est faite par un polariscope circulaire 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 photoélastique en fonction des contraintes internes. Ces franges renseignent sur la grandeur relative et la distribution des contraintes suscitées par l'application de la force occlusale sur les piliers étudiés.

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.

L'analyse par photoélasticimétrie permet de dégager les grandeurs relatives des contraintes et leurs zones de concentrations.

L'application de la charge occlusale détermine l'apparition de franges photoélastiques dans le matériau plastique. 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 plus les franges sont rapprochées, plus la contrainte est concentrée (FRENCH et Coll.) (32).

## Chapitre 2 :

# La dent et son ligament parodontal

## **2- La dent et son ligament parodontal**

### **2.1 Description** (38)(59)

Le ligament parodontal est la structure du tissu conjonctif qui entoure la racine et la rattache à l'os. Il se compose de tissu conjonctif cellulaire et fibreux bien innervé et hautement vascularisé, ayant une forte activité métabolique.

Il est constitué de paquets denses et réguliers de fibres de collagènes insérées à la fois à l'os et à la dent, orientées par groupes, de manière à résister aux forces verticales et horizontales appliquées à la dent.

Sur le plan occlusal, le ligament parodontal est donc le tissu le plus impliqué.

Les éléments les plus importants du desmodonte sont ces fibres principales collagéniques. Ces fibres sont disposées en faisceaux et se répartissent en plusieurs groupes :

- Les fibres obliques
- les fibres crestales
- les fibres horizontales
- le groupe apical
- le groupe interradiculaire

#### **2.11 Les fibres obliques**

Tapissant l'intérieur de l'alvéole, elles se dirigent obliquement et apicalement de l'os alvéolaire à la surface radiculaire. Entre les faisceaux de fibres, se situent des zones arrondies ou alvéolaires où le tissu parodontal est moins dense. Ceci forme un réseau réticulaire de tissu conjonctif lâche à travers lequel s'étendent les vaisseaux sanguins, lymphatiques, et les filets nerveux.

Les fibres obliques suspendent donc, la dent dans son alvéole, s'opposant ainsi à son enfoncement et prévenant, par la même, toute lésion de la région apicale.

### 2.12 Les fibres crestales

Ce groupe de fibres présente une orientation opposée à celle des fibres obliques. Elles s'étendent entre le sommet de la crête alvéolaire et la partie cervicale du cément.

Leur rôle est de contrebalancer la poussée coronaire des fibres les plus apicales, et par conséquent de maintenir la dent dans son alvéole et de résister aux mouvements latéraux.

Elles limitent le mouvement de bascule ou d'extrusion.

### 2.13 Les fibres horizontales

Au niveau cervical, la densité des fibres collagènes augmente de manière importante, formant une bande presque continue entre la surface radiculaire et la limite osseuse.

A ces fibres horizontales, s'ajoutent des fibres gingivales qui s'étendent entre le cément cervical et la gencive marginale.

Leur rôle est similaire à celui des fibres crestales.

### 2.14 Le groupe interradiculaire

### 2.15 Le groupe apical

Les fibres apicales rayonnent du cément à l'os, au fond de l'alvéole.

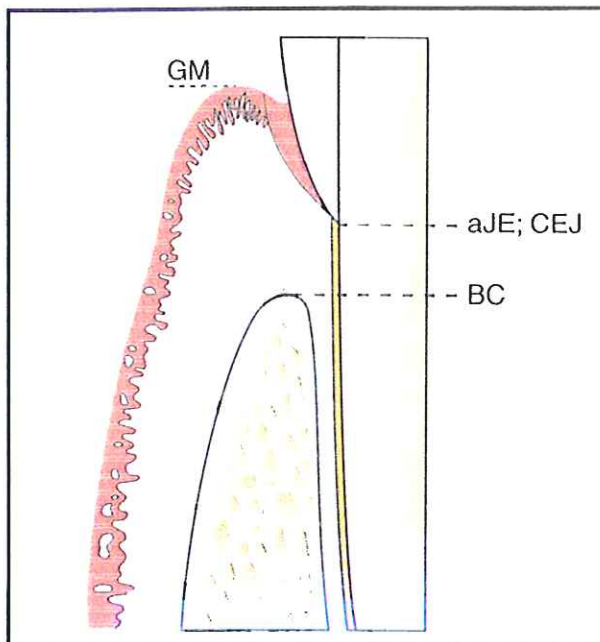


Fig. 3 : Anatomie des tissus durs et mous périodentaires cliniquement sains.

GM = gencive marginale ; aJE = limite apicale de jonction ; CEJ = jonction amélo-cémentaire ; BC = crête osseuse marginale. D'après PALACCI P.,2001(59).

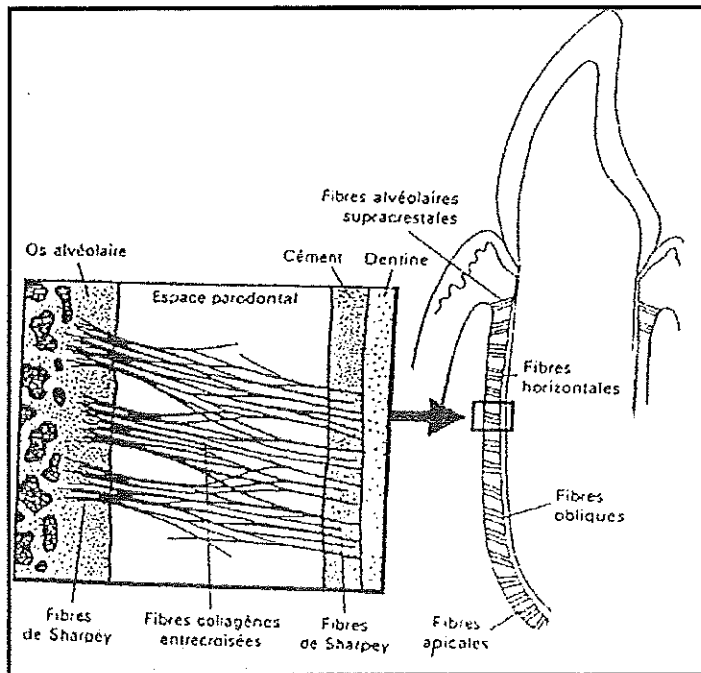


Fig. 4 : Représentation schématique des fibres principales du ligament parodontal .

HUE O. (1992) (38).

Les terminaisons des fibres principales s'insèrent dans le cément du côté opposé. Ces portions terminales sont appelées **fibres de Sharpey**.

## 2.2 Fonctions du ligament parodontal (38)

### 2.21 Absorption des chocs

Le ligament parodontal est parfaitement adapté pour faire face aux forces engendrées par les contacts occlusaux fonctionnels et parafunctionnels.

Il y a quatre facteurs qui permettent ce phénomène :

➤ Tension des fibres de collagènes

Au repos, les fibres de collagènes sont ondulées et repliées sur elles-mêmes.

Elles s'allongent lorsqu'une force de faible intensité est appliquée sur la couronne dentaire.

Il existe un mouvement relativement libre en réponse à de petites forces qui déplient les fibres de collagènes, alors que des forces plus importantes ne s'accompagnent pas d'un déplacement notablement plus important.

La tension est alors absorbée par les insertions cémentaires et osseuses des fibres collagènes.

➤ Compression des fibres collagènes

Ce mécanisme intervient en complément du précédent.

Les fibres agissent comme un matelas dans la zone de compression.

Histologiquement, cela se traduit par une augmentation de l'ondulation des fibres et des changements de la vascularisation.

➤ Rôle de l'hydrodynamique

La densité importante des vaisseaux sanguins aux fines parois contribue au maintien de la dent dans l'alvéole.

L'existence de ce mécanisme est suggérée par le fait qu'il est 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.

➤ Viscoélasticité

Les caractéristiques de la mobilité dentaire en fonction du temps sont en relation directe avec la structure biochimique des fibres collagéniques.

En particulier, le déplacement dentaire qui se déroule en deux phases est lié aux longues chaînes moléculaires.

## 2.22 Mobilité physiologique

Le parodonte assure une union souple entre la surface dentaire et la structure osseuse. Cette union souple correspond à la mobilité physiologique.

Les forces appliquées ont une direction verticale ou horizontale. Elles sont générées par la mastication, la déglutition, les structures musculaires périphériques : lèvres, joues, langue.

Le ligament a un rôle important dans l'occlusion en permettant à la dent des mouvements d'adaptation.

Dès qu'une dent apparaît dans la cavité buccale et que le contact occlusal s'établit, l'orientation non fonctionnelle des fibres parodontales évolue pour aboutir à une disposition fonctionnelle.

Cet arrangement des fibres permet une stabilisation maximale de la dent dans son alvéole, et en même temps, autorise une amplitude de mouvement physiologique à la dent dans toutes les directions (16).

En 1960, PARFITT (60) mesurant les mouvements axiaux de la dent dans son alvéole, sous une force de 100 mg, constate que le déplacement de la dent varie entre 0.007 et 0.0016  $\mu\text{m}$ .

De même, RUDD et coll. (67), en 1964, ont établi que la mobilité physiologique vestibulo-linguale était comprise entre 50 et 100  $\mu\text{m}$ .

SARFATI (68), dit qu'une dent naturelle intacte, supportée par un tissu parodontal sain, se déplace de 20 à 100  $\mu\text{m}$  pendant la mastication normale.

Ainsi, de toutes ces sollicitations fonctionnelles ou parafunctionnelles, la dent répond par sa mobilité physiologique.

RATEITSCHAK et coll. (64), divisent cette mobilité physiologique en une mobilité dentaire initiale et une mobilité dentaire secondaire :

➤ mobilité dentaire initiale

Elle est définie comme la première phase du déplacement d'une dent soumise à une force labio-linguale de 100 g.

La dent se déplace assez facilement à l'intérieur de l'alvéole.

Quelques faisceaux de fibres desmodontales sont distendus, d'autres relâchés, mais il n'y a qu'une déformation insignifiante du procès alvéolaire.

La mobilité dentaire initiale est relativement importante. Elle dépend de la largeur de l'espace desmodontal et de la structure histologique de desmondonte.

Selon la dent examinée, cette mobilité initiale varie de 5 à 11  $\mu\text{m} \cdot 10^{-2}$ .

➤ mobilité dentaire secondaire

Elle est mesurée après application d'une force labio-linguale de 500g.

Pour cette force assez élevée, le procès alvéolaire est déformé en totalité et tout déplacement supplémentaire de la dent demanderait des forces beaucoup plus importantes.

Les variations de la mobilité dentaire secondaire dans un parodonte sain dépendent des différences de qualité, d'épaisseur et d'élasticité de l'os alvéolaire.

La mobilité dentaire secondaire est de l'ordre de 8 à 15  $\mu\text{m} \cdot 10^{-2}$ .

Autant on remarque que les forces transversales sont dangereuses, autant les forces verticales sont bien absorbées.

En effet, la géométrie de l'espace parodontal nous le prouve : il est un petit peu plus large dans les portions apicales et marginales qu'au niveau de la partie centrale. Il n'y a pas de surcharge de l'os dans les zones critiques parce qu'il y a plus d'espace et que le ligament lui-même peut être comprimé.

## 2.23 Fonctions sensorielles

### Voies nerveuses (38)

Le parodonte est innervé par des fibres efférentes d'origine trigéminales :

V2 au maxillaire, branche du V3 à la mandibule.

Les 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 gagnent le ligament par les foramina de la lamina propria.

### Types de fibres (38)

Les fibres nerveuses efférentes sont :

➤ Des fibres de petit diamètre, amyéliniques (type C), en majorité autonomes, elles 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  $\mu\text{m}$ , elles semblent particulièrement consacrées à la transmission des stimuli occlusaux, tactiles.

### Récepteurs (36)

Les récepteurs nerveux parodontaux sont de 2 types :

➤ Les récepteurs innervés par les fibres de type C seraient des nocicepteurs polynodaux impliqués dans la nociception parodontale.

➤ Les récepteurs innervés par les fibres de type A sont des mécanorécepteurs, répartis en 3 groupes :

- Les récepteurs encapsulés simples
- les récepteurs composés
- les récepteurs complexes

Ces récepteurs répondent aux stimuli soit de manière rapide (récepteur à haut seuil de sensibilité), soit de manière lente (récepteur à bas seuil de sensibilité), et un troisième 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 (44)

▪ Les récepteurs à adaptation rapide se situent principalement sous le centre de rotation de la dent (hypomoclion) 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 dans la direction apicale et répondent à des petits déplacements de l'ordre de 2  $\mu\text{m}$  à 10  $\mu\text{m}$ .

Ces récepteurs transmettent des impulsions aussi longtemps que le stimulus est appliqué.

Ces récepteurs fournissent des indications précises sur l'amplitude et les variations du stimulus.

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

Ceci permet d'établir une **discrimination entre des forces appliquées sur deux dents.**

Cette 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.

De même, il existe un gradient de réponse en rapport avec la durée d'application des forces. Les récepteurs proches du centre de rotation répondent rapidement alors que les récepteurs à distance du centre de rotation répondent tardivement.

L'ensemble des informations est transmis au niveau du noyau mésencéphalique trigéminal ou au niveau du noyau spinal.

De là, les informations gagnent, éventuellement, par des voies plus ou moins directes, les centres supérieures.

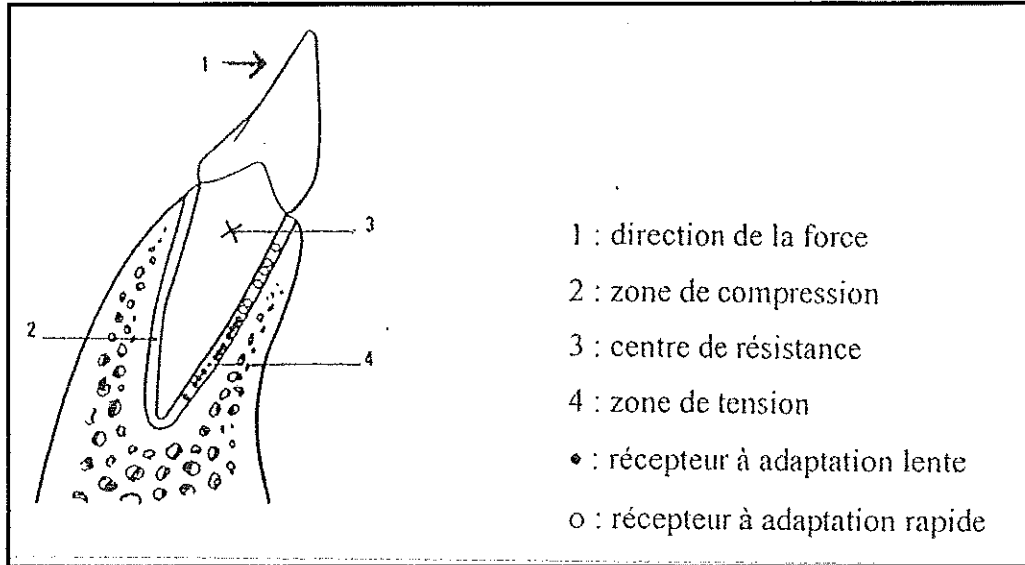


Fig. 5 : Répartition des récepteurs à adaptation lente et à adaptation rapide au niveau desmodontal, selon LINDEN RWA., 1990 (44).

## Chapitre 3 : L'implant

## **3- L'implant**

### **3.1 Implant et ostéointégration** (16) (25) (59)

#### **3.11 Système d'attache**

La difficulté dans le domaine des implants dentaires a été de développer une méthode fiable au niveau de l'attache de l'implant, présentant si possible la plupart des rôles remplis par le ligament parodontal. Tous les efforts pour simuler son rôle d'attache fonctionnelle sont nécessairement complexes.

La recherche orientée vers le développement d'un ligament péri-implantaire, qui simulerait tout ou partie des fonctions du ligament parodontal, serait très bénéfique.

Cette structure induite créerait une situation de tension dans l'interface os-implant similaire à celle rencontrée dans la denture naturelle.

BERGLUNDH et coll. (7), en 1991, ont comparé la structure ainsi que la composition de la muqueuse péri-implantaire et de la gencive marginale cliniquement saines chez le chien *beagle*. Des études histologiques ont révélé que chaque unité tissulaire présentait un épithélium buccal kératinisé et un épithélium de jonction long d'environ 2 mm. Les implants en titane ne présentent pas de ciment, les faisceaux de fibres collagène de la muqueuse péri-implantaire sont surtout parallèles à la surface implantaire et proviennent de la surface osseuse (Fig.6).

Cette observation a été confirmée par LISTGARTEN et coll.(47) qui ont placé des répliques en époxy d'implants dentaires recouverts d'une couche de titane pur de 90 à 120 nm d'épaisseur dans des mandibules de chien. Les échantillons de biopsie ont été analysés aux microscopes optique et électronique. La surface implantaire supracrestale faisant face au tissu conjonctif, définie coronairement par les cellules apicales de l'épithélium de jonction et apicalement par la surface osseuse, a été évaluée à environ 2 mm de hauteur, soit à peu près deux fois la hauteur de l'attache conjonctive gingivale supracrestale.

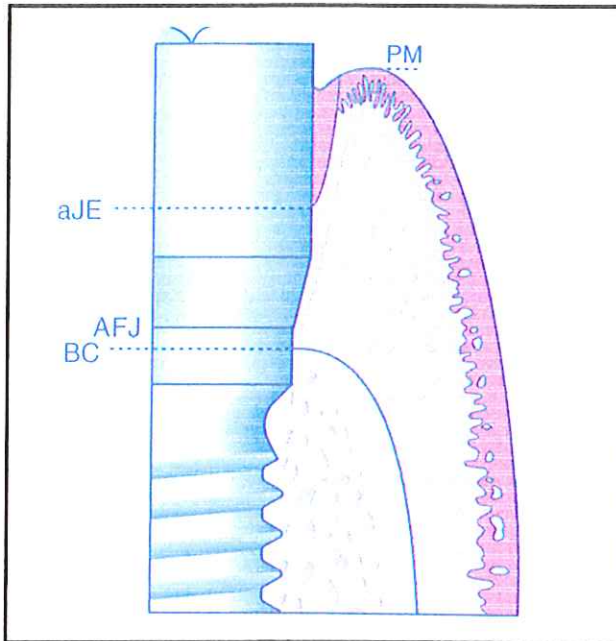


Fig. 6 : Anatomie des tissus durs et mous sains entourant un implant dentaire de Brånemark.

PM = crête des tissus mous péri-implantaires ; aJE = limite apicale de l'épithélium de jonction ; AFJ = jonction pilier-fixture ; BC = crête osseuse marginale.

PALACCI P., 2001(59).

Une analyse qualitative du tissu conjonctif sous-jacent à l'épithélium de jonction en situation supracrestale a révélé que la muqueuse péri-implantaire contient plus de collagène et moins de fibroblastes que le tissu conjonctif gingival correspondant (Fig. 7).

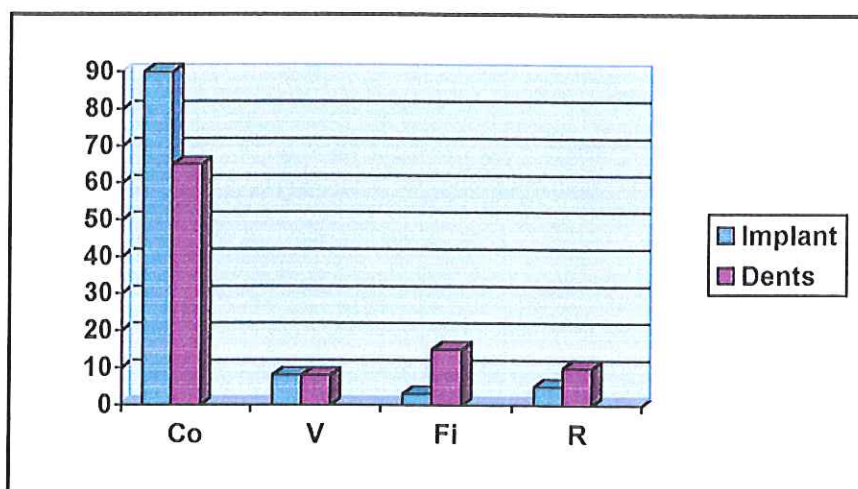


Fig. 7 : Composition du tissu conjonctif supracrestal autour des implants et des dents.

Co = collagène ; V =vaisseaux ; Fi =fibroblastes ; R = tissus résiduels.

PALACCI P.,2001(59).

Les divers efforts pour ancrer des implants dans l'os peuvent être classés en fonction de la réponse sur l'os hôte.

Une telle classification de « l'interface » regroupe au moins quatre mécanismes :

- attachement par un tissu fibreux hautement différencié
- attachement par un tissu fibreux peu différencié
- ancrage par utilisation de fixatifs artificiels (résine acrylique)
- ancrage direct dans l'os vivant

Seul un est accepté aujourd'hui : *L'ostéointégration*

### 3.12 Ostéointégration

Bränemark et ses collaborateurs (16) ont été les premiers, en 1969, à suggérer la possibilité d'un contact direct entre l'os haversien vivant et un implant mis en charge.

Ils parlent d'*ostéointégration*.

*L'ostéointégration* se définit comme une *jonction anatomique et fonctionnelle directe entre l'os vivant remanié et la surface de l'implant mis en charge*.

Cette définition doit être analysée en fonction des observations microscopiques. Ces dernières montrent que le contact os-implant n'est pas uniforme.

La qualité de l'ostéointégration dépend du pourcentage de contact direct entre l'os et l'implant. La définition est donc essentiellement fondée sur la stabilité implantaire et l'analyse radiographique.

Cliniquement, l'ostéointégration se traduit par une ankylose, c'est-à-dire l'absence de mobilité de l'implant.

ALBREKTSSON (16) complète la définition en décrivant l'ostéointégration comme une liaison directe entre la surface d'un implant endo-osseux supportant une charge et l'os vivant à l'échelle de la microscopie optique. Ce concept se base sur la nécessité d'avoir, au grossissement optique, un contact direct entre un os vivant et l'implant.

« Une fois ce contact obtenu, et sous l'effet de contraintes occlusales physiologiques, l'os se remanie en orientant ses trabécules et en augmentant sa charge calcique, mais sans aucune transformation fibreuse » (BERT et Coll.) (8). Ce contact direct permet d'espérer un succès d'ostéointégration à long terme.

La création et la pérennité de l'ostéointégration dépend donc de la compréhension des capacités de cicatrisation, de réparation et de remaniement des tissus.

L'intégration tissulaire repose sur le choix d'un matériau biocompatible et inerte.

Les critères de succès retenus par ALBREKTSSON et Coll.(16) sont :

- Cliniques :
  - Immobilité
  - Son clair à la percussion
  - Absence de syndrome infectieux douloureux
  - Absence de paresthésies permanentes.
  
- Radiologiques :
  - Absence d'un espace radio-clair péri-implantaire,
  - Perte osseuse inférieure à 0,2 mm par an après la première année.

### 3.121 Etudes biologiques préliminaires

Les premières recherches sur l'intégration tissulaire d'implants ont été réalisées en Suède en 1952. Les auteurs ont utilisé différents matériaux et différents états de surface.

Des connaissances précises ont été acquises sur les phénomènes de revascularisation et sur le rôle du traumatisme chirurgical dans la cicatrisation tissulaire.

De nombreux tissus tels que les nerfs, les tendons, les muscles, l'os, la peau et la muqueuse ont été testés sur différents animaux.

La première étude fut menée en 1952 sur le péroné de lapin. La technique consistait à meuler l'os superficiellement et à observer, in situ, au microscope, la réponse tissulaire de l'os et de la moelle. Différents traumatismes furent ensuite appliqués à ces tissus pour déterminer les facteurs pouvant compromettre la réparation tissulaire.

Les facteurs altérant la cicatrisation sont l'ischémie relative, la température locale et l'usage de produits à application topique tels que le fluorure de sodium et les désinfectants.

Les études réalisées au début des années 60 ont eu pour but d'observer, sur une longue période, l'os et la moelle osseuse *in vivo* par l'utilisation de chambre en titane implantée, contenant un système optique permettant la transillumination d'une faible épaisseur de tissu originel ou néoformé.

Ces études ont révélé la possibilité d'établir une véritable ostéointégration dans le tissu osseux, car il n'était plus possible de retirer de l'os environnant les chambres optiques utilisées après sa cicatrisation.

Les différentes expérimentations ont abouti à de nombreuses applications cliniques ayant pour but de reconstruire la structure et la fonction du squelette au moyen de greffes (réparation de perte de substance mandibulaire, remplacement des osselets de l'oreille moyenne à l'aide de greffes osseuses autogènes).

### 3.122 Développement du protocole implantaire en deux temps

Des études menées chez le chien ont évalué la réparation de grandes pertes de substance en utilisant des implants en titane. Les auteurs ont montré que les meilleurs résultats étaient obtenus lorsque les implants en titane avaient eu le temps de s'incorporer à l'os avant la création d'un défaut osseux à leur niveau.

Les succès expérimentaux obtenus ont amené à poursuivre les recherches sur la stabilité d'éléments prothétiques implanto-portés. Par conséquent, des études ont été menées sur la cicatrisation et la stabilité mécanique d'éléments prothétiques ancrés à l'os maxillaire, en utilisant des ancrages en titane pur, de forme et de taille différentes.

Dans ces études, des chiens ont été partiellement édentés et appareillés par des reconstructions prothétiques implanto-portées. Les implants étaient préalablement enfouis dans l'os pendant 3 à 4 mois.

Des analyses radiographiques et histologiques ont indiqué que d'une part l'intégration et d'autre part la stabilité des reconstructions peuvent être maintenues pendant 10 ans chez le chien sans aucune réaction défavorable significative des tissus durs ou mous.

Après sacrifice des animaux, on a remarqué que l'implant en titane ne pouvait être enlevé sans fracture de l'os environnant, alors que l'interface os-titane restait intact (Fig. 8).

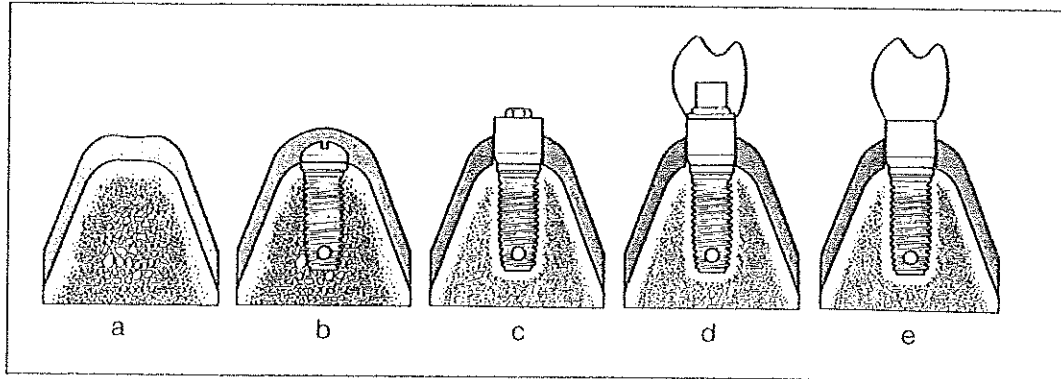


Fig.8 a à c Dès le début dans les études expérimentales chez le chien, une procédure en deux étapes a été mise au point pour assurer l'intégration d'implants en titane en forme de vis.

Fig. 8 a et b L'implant a été installé dans la mâchoire après que le mucopérioste ait été récliné.

Fig. 8 c à e Le lambeau mucopériosté a été ensuite repositionné et suturé. Après une période de cicatrisation de deux à trois mois, le mucopérioste a été retiré au-dessus de l'implant et un pilier cylindrique transmuqueux a été connecté à l'implant, afin d'assurer l'ancrage d'un dispositif prothétique remplaçant les dents (d'après Bränemark) (16).

### 3.123 Les deux types d'ostéogénèse (43)

#### 3.1231 L'ostéogénèse de proximité ou d'apposition

Il y a formation d'une trame de tissu conjonctif ou « plexus de fibrine » péri-implantaire provenant de la berge osseuse en regard de l'implant. L'os néoformé est créé sur la surface de l'os existant. Ce procédé est répété jusqu'au moment où de l'os atteint la surface implantaire.

Lors de l'ostéogénèse par apposition, la cicatrisation osseuse est moins rapide comparée aux phénomènes observés lors de l'ostéogénèse de contact.

### 3.1232 L'ostéogénèse de contact

La néoformation osseuse se fait au contact direct de la surface implantaire grâce à la migration des cellules ostéogéniques le long d'un réseau de fibrine adhérent à la surface implantaire (DAVIES) (26). Cette migration de cellules permet l'adaptation du tissu osseux contre l'implant.

Or, au contact d'une surface lisse, l'adhésion insuffisante du plexus de fibrine favorise la formation de cavités en regard de l'implant. Ces espaces déterminent le pourcentage de contact os/implant et par conséquent le degré d'ostéointégration.

DAVIES (26) montre que la microtopographie de la surface permet l'adaptation du caillot fibrinaire sur l'implant durant la cicatrisation osseuse initiale. Il explique que si la surface d'un implant n'est pas capable de retenir le caillot fibrinaire, les cellules ostéogéniques ne peuvent pas migrer le long de l'implant ; l'os atteint alors la surface implantaire par une croissance osseuse d'apposition à partir des murs osseux adjacents à l'implant. Cette ostéogénèse par apposition aboutit à une intégration plus lente et moins complète par rapport à l'ostéogénèse de contact.

### 3.124 Réponse osseuse péri-implantaire (26) (50)

L'os possède un fort potentiel de régénération autour des implants. Quel que soit l'os considéré, le mécanisme de cicatrisation est identique.

Les conditions nécessaires à l'obtention d'une réparation osseuse satisfaisante sont :

- la présence de cellules adéquates
- une nutrition adéquate des cellules
- un stimulus approprié pour la réparation osseuse

Les observations au microscope optique à fort grossissement ont montré la présence d'os mature cortical péri-implantaire et un interface directe os-implant à la fin de la période de cicatrisation.

Lorsque l'implant est fonctionnel, un os cortical se forme, sur une plus longue période, tout autour de l'implant.

L'os se reforme autour des spires d'un implant vis, envahit les pores des implants creux.

Cet os est identique quantitativement et qualitativement à l'os qui se serait reformé en l'absence d'implant.

Le pourcentage de contact os-implant est influencé par :

- l'état de surface implantaire
- le matériau implantaire et sa forme
- la qualité osseuse
- la technique chirurgicale
- le temps de cicatrisation.

Les conditions de préparation du site osseux receveur ont une influence sur sa cicatrisation. Quelles que soient les précautions chirurgicales prises, une zone nécrotique apparaît inévitablement comme le résultat du traumatisme infligé à l'os. Le processus réparateur dépendra de l'importance de cette zone lésée et du degré de vascularisation de cette zone concernée.

MASUDA (50), par son étude d'implantation dans des tibias de rats, observe au microscope électronique à balayage les réponses tissulaires à 2, 6, 10 et 28 jours.

Les phases initiales révèlent la création d'un caillot fibrinaire et la formation rapide d'une matrice collagénique vaguement organisée.

A six jours, il observe une matrice plus organisée contenant des vaisseaux sanguins contre la surface implantaire et quelques cellules d'extravasation sanguine.

Après dix jours, la plaie chirurgicale est remplie d'un tissage osseux qui suit approximativement le contour de l'implant.

La consolidation de la matrice formée est véritablement évidente à 28 jours (os mature sur la surface implantaire).

La microscopie photonique indique que depuis le sixième jour, des cellules de phénotype ostéoblastique sont prédominantes dans l'interface os-implant ; ces cellules ont réalisé la formation d'une trame ostéoïde sur laquelle la formation osseuse va progresser.

Cette trame contient beaucoup d'ostéocytes. Au 28<sup>ème</sup> jour, une activité ostéoclasique est observée sur les sites trabéculaires adjacents à la surface implantaire ; c'est la phase du **remodelage osseux**.

La cicatrisation péri-implantaire peut, suivant DAVIES (26), être divisée en trois phases distinctes :

- **L'ostéoconduction** qui, par une migration et une différenciation, relie les cellules ostéogéniques à la surface implantaire.
  
- **La formation osseuse** réalisée grâce à la minéralisation de la matrice située à l'interface os-implant.
  
- **Le remodelage osseux.**

La figure 9 schématise les différentes phases de l'ostéointégration, et l'évolution fibreuse de l'interface os-implant en cas d'échec d'intégration.

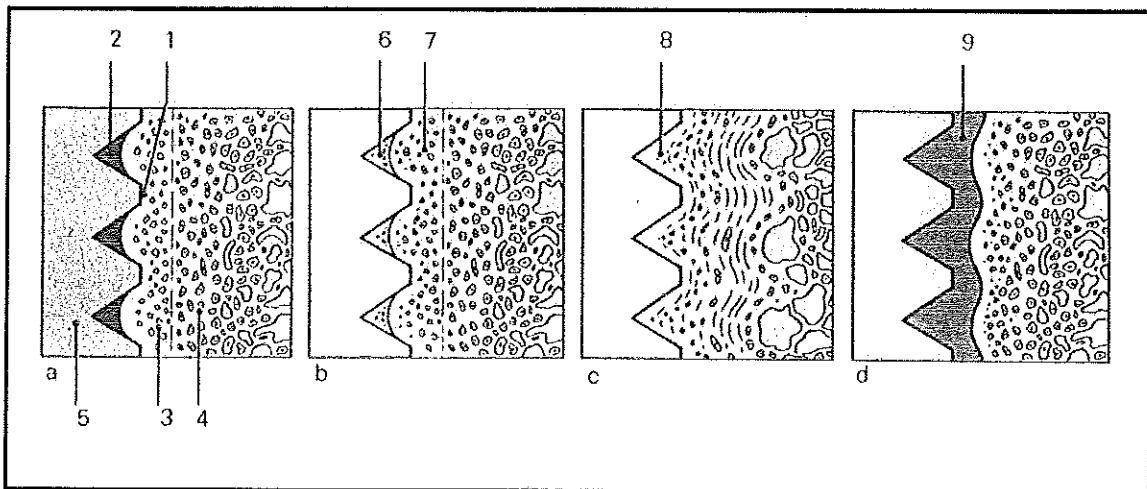


Fig. 9 : Phases de cicatrisation après la mise en place implantaire (d'après Brånemark) (16).

A : Mise en place de l'implant.

- 1 : Contact entre l'implant et l'os : immobilisation
- 2 : Hématome
- 3 : Os blessé par le traumatisme thermique et mécanique
- 4 : Os sain
- 5 : Implant

B : Mise en nourrice.

- 6 : Formation du cal de réparation osseuse
- 7 : Guérison de l'os blessé

C : Après la période de cicatrisation osseuse

- 8 : Remodelage osseux sous l'effet des forces de mastication

D : Cas d'échec

- 9 : Tissu conjonctif non minéralisé.

## 3.2 La proprioception

### 3.21 Quelle proprioception peut-on espérer autour des implants ?

(9) (10)

Les conditions occlusales qui président à une reconstitution occluso-prothétique sur des implants dentaires ostéo-intégrés sont sensiblement différentes des conditions habituelles rencontrées au cours d'une élaboration prothétique agrégée sur piliers naturels. La singularité des rapports entre l'implant et l'os en l'absence de tout système proprioceptif contraint le praticien à trouver d'autres moyens que la réponse habituelle que son patient lui fournit au cours d'une équilibration ordinaire pour régler de manière satisfaisante les rapports occlusaux des prothèses implanto-portées.

En présence d'une prothèse implanto-portée, il sera nécessaire de tenir compte des éléments antagonistes et adjacents pour apprécier la qualité des contacts et/ou des glissements occlusaux. Si les éléments antagonistes sont des éléments supportés par des dents naturelles ou des piliers naturels, il est compréhensible que ce soit ces éléments qui permettent au patient de manifester une gêne ou un confort avéré. Si les éléments antagonistes sont aussi des prothèses implanto-portées, les choses sont alors plus délicates car les corrections sont rendues plus aléatoires du fait qu'aucune des deux arcades ne pourra signifier valablement une sollicitation trop importante.(9)

FENTON (30) a mesuré l'indice O.T.P (Occlusal Thickness Perception) chez des patients porteurs de restaurations totales maxillaires et mandibulaires implanto-portées depuis plus de 5 ans.

Le résultat moyen de 15  $\mu\text{m}$  est similaire à celui observé chez les patients en denture naturelle (20  $\mu\text{m}$ ) et significativement différent (45  $\mu\text{m}$ ) de celui des patients porteurs de prothèses adjointes complètes conventionnelles.

Cependant, il faut considérer ces résultats avec prudence car d'autres études montrent des résultats sensiblement différents.

En effet, LUNDQVIST et HARALSON (48) se sont intéressés à l'évolution du seuil de perception occlusale d'un patient édenté complet passant à une reconstruction complète sur implants. Ils ont noté une augmentation de ce seuil durant les premiers mois puis une stabilité les années suivantes.

Ces mêmes auteurs ont quantifié ce seuil en interposant au niveau occlusal des papiers d'aluminium de différentes épaisseurs. Les épaisseurs induisant la perception occlusale sont de 20, 50, et 100  $\mu\text{m}$  respectivement pour des patients totalement dentés, porteurs de restaurations supra-implantaires et de prothèses adjoindes complètes.

LUNGREN et Coll. (49) ont observé des patients présentant d'un côté une restauration partielle fixe implanto-portée, et de l'autre, un bridge dento-porté. La mastication s'effectue préférentiellement du côté dépourvu d'implant, et les auteurs rapportent des forces masticatoires plus importantes de ce côté ; ceci semble signifier un plus grand confort et une plus grande assurance en présence du ligament alvéolo-dentaire.

VAN STEENBERGHE (77) pense que d'autres récepteurs situés en dehors du desmodonte peuvent suppléer la fonction régulatrice en l'absence de ce dernier. Il attribue cette propriété aux récepteurs de la gencive, de la muqueuse alvéolaire et du tissu osseux.

La cinématique mandibulaire serait ainsi régulée par l'intervention de récepteurs musculaires et capsulaires .

MUHLBRADT et Coll. (55) nous expliquent que la perception de la pression appliquée est immédiate au niveau des implants, mais que 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.

D'après CLAYTON et SIMONET (23), 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 discriminatoire tactile très réduite .

	Dent naturelle	Implant
Eléments sensitifs	<i>Récepteurs desmodontaux</i>	<i>Mécanorécepteurs :</i> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Mucopériostés</li> <li>▪ Périostés</li> <li>▪ Musculaires</li> <li>▪ Capsulaires</li> </ul>

(d'après CLAYTON et SIMONET) (23).

### 3.22 Comment pallier l'absence de dépressibilité ? (9) (59)

Grâce à sa propriété de dépressibilité, le ligament parodontal limite la propagation des contraintes occlusales à l'environnement péri-dentaire.

Dans le cas d'une reconstruction supra-implantaire, tout sera mis en œuvre pour diminuer les contraintes occlusales transmises à l'environnement péri-implantaire.

Les contraintes devront être d'intensité la plus faible, et également orientées si possible dans l'axe de l'implant.

Pour cela, il y a un certain nombre de paramètres à respecter :

- Le nombre d'implants supportant la prothèse
- La forme des implants et des vis
- Le type de contraintes auxquelles sont soumis les implants
- La répartition des implants
- L'adaptation des matériaux occlusaux.

Nous ne détaillerons pas ici ces paramètres, car nous verrons plus tard les impératifs occlusaux des prothèses mixtes.

### 3.3 Biomécanique de l'implant

Les implants dentaires doivent tous répondre à un devoir biomécanique commun :

#### **La restauration de la fonction masticatoire.**

D'après BRUNSKI (17), les ingénieurs doivent faire face à trois problèmes :

- La charge appliquée à l'implant in vivo
- Le transfert des contraintes à l'interface os-implant
- Les réactions biologiques à l'interface à partir de cette transmission.

L'implant a donc, comme fonction, de supporter les forces sans se déformer ni se fracturer et de les transmettre à l'interface sans provoquer de dommages.

#### 3.31 Modèles de prédiction des charges sur les implants

##### *3.311 Analogie de RANGERT et Coll. (63)*

La surcharge d'un système implanto-porté est provoquée le plus souvent par des flexions excessives (RANGERT et coll.) (63). La nature nuisible de la flexion est plus redoutable sur une arcade partiellement édentée que sur une arcade totalement édentée, car les édentements partiels sont souvent restaurés par des implants alignés.

Lorsqu'une force est appliquée parallèlement à l'axe de l'implant (force axiale), la contrainte est bien répartie dans la masse de l'implant et au niveau de ses spires (Fig.10-1), la capacité de résistance de l'implant et de l'os de soutien est plus forte. Si cependant, la force appliquée directement ou par l'intermédiaire d'un composant, est transverse par rapport à l'axe de l'implant, ce dernier est soumis à une flexion (Fig.10-2). En flexion, seule une petite partie de la section de l'implant est soumise à la charge ; l'os est sollicité essentiellement au niveau des extrémités de l'implant, et les contraintes dans l'implant et dans l'os y sont plus élevées (RANGERT et coll., 1989).(62)

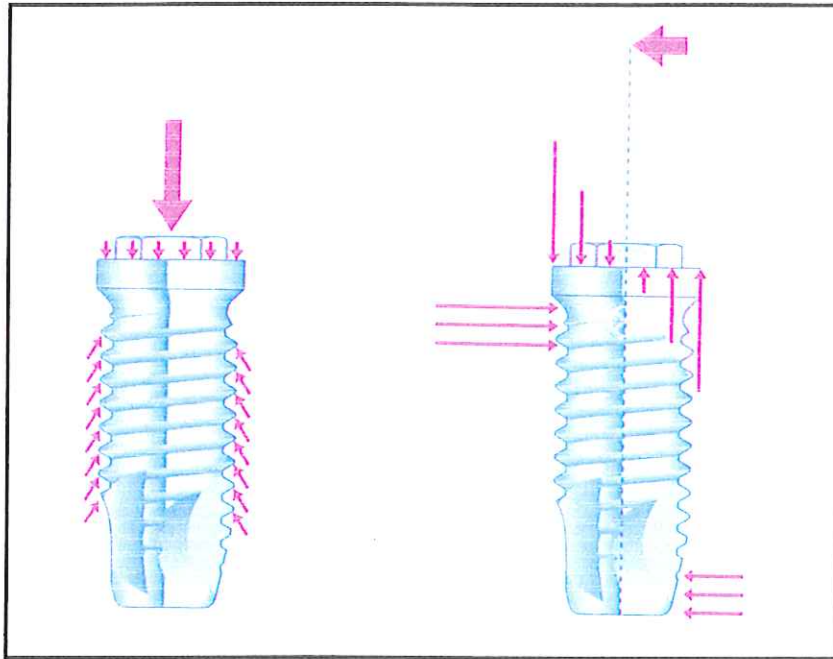


Fig.10-1 : Force axiale : force dirigée selon l'axe de l'implant.  
D'après PALACCI P.(59)

Fig.10-2 : Force transversale : un moment de flexion est induit.

Dans le cas simple de deux piliers supportant un bridge rigide, chargé par une force verticale, il est possible, en utilisant des notions fondamentales de mécanique des corps solides, d'estimer les charges en deux dimensions au niveau de chaque pilier.

Dans cette optique, RANGERT et Coll. ont développé l'analogie de la « balançoire » ou bras de levier de classe 1 (Fig.11).

Leur approche isole une paire d'implants Brånemark dans un bridge.

Le facteur qui détermine l'équilibre des forces est le rapport des longueurs des bras de levier : Le produit (Force x bras de levier) doit être égal de chaque côté ; il est appelé **moment de torsion ou flexion.**

La force résultante au niveau du point d'appui du levier est la somme des deux forces agissant de chaque côté.

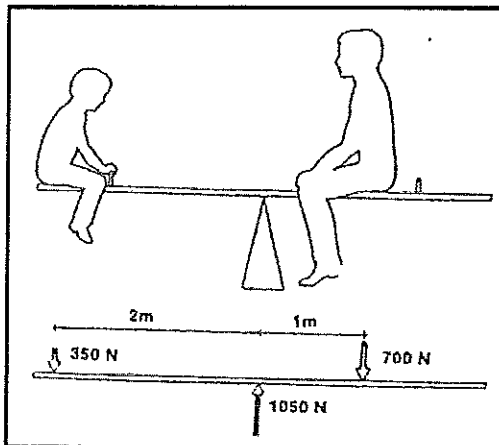


Fig. 11 : Modèles de RANGERT et coll. (1989)(62): analogie entre une balançoire d'enfants et les charges sur les implants supportant un bridge.

Dans leur étude théorique, RANGERT et Coll. (62) considèrent un bridge complet mandibulaire en forme de U supporté par 4 implants, placés dans la région antérieure et comportant des extensions postérieures.

Ce bridge est divisé en deux portions, chacune étant supportée par une paire d'implants et assimilée à une « balançoire ». (Fig. 12)

Il y a donc deux paires d'implants, adjacentes à chaque extension postérieure, chacune absorbant les forces venant du cantilever voisin.

Sur ces bases, il est possible d'estimer la charge exercée sur un implant donné, quand l'extrémité de l'extension est chargée : l'implant postérieur correspond, dans cette situation, au point d'appui du balancier.

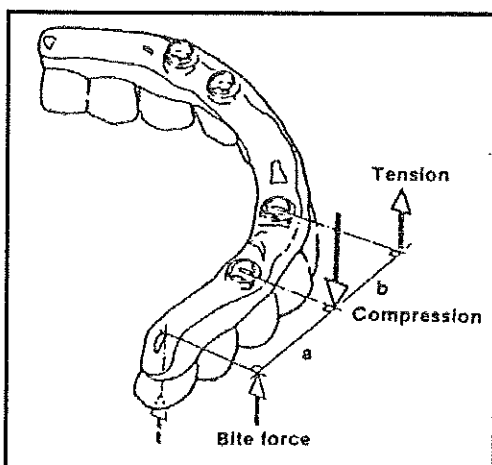


Fig. 12 : Analogie de la balançoire appliquée à une prothèse complète avec deux implants entièrement incluses. RANGERT et coll. 1989 (62)

Ce modèle illustre la façon dont l'espacement des implants peut affecter les charges supportées par ces derniers. Ainsi, pour une force verticale  $F$ , appliquée sur l'extrémité distale du bridge, avec une extension postérieure de longueur  $a$  et une distance inter-implants  $b$ , la force sur l'implant le plus distal serait compressive et valeur égale à :

$$F \times (1 - a/b),$$

alors que la force sur l'implant le plus éloigné de l'extension devrait être une force de tension et de valeur égale à :  $F \times (a/b)$ .

*Par conséquent, ce modèle annonce que, pour une longueur de cantilever constante  $a$ , les charges sur les piliers vont augmenter quand la distance inter-implants  $b$  va décroître ( Fig. 13 ).*

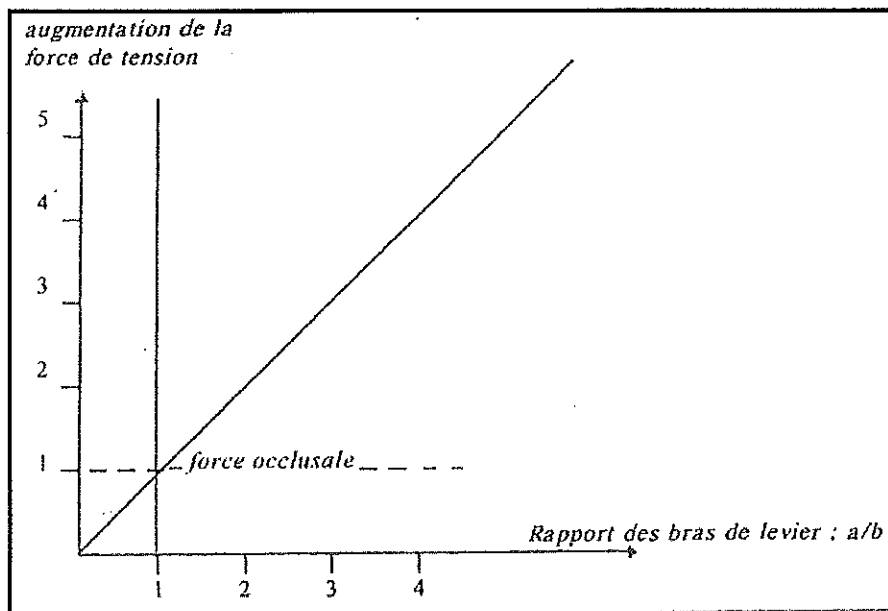


Fig. 13 : Augmentation de la force de tension en fonction du rapport des bras de levier.

RANGERT et coll. 1989 (62)

3.312 Distribution de la charge sur plusieurs implants : modèle théorique de SKALAK. (71)

Ce modèle est basé sur une théorie d'ingénierie concernant la distribution des forces entre boulons et rivets.

Ce modèle suppose que le bridge et l'os sont parfaitement rigides, tandis que les implants se comportent comme des vis linéairement élastiques, de façon rigide connectées au bridge d'un côté et à l'os de l'autre. La flexion de chaque vis peut donc être considérée comme étant proportionnelle à la charge appliquée.

Pour un bridge supporté par N implants sujets à des forces verticales et horizontales, le modèle de SKALAK propose des équations mathématiques pour chacune des composantes horizontale et verticale des forces sur chacun des N implants supports.

Pour une charge P, dans le plan horizontal ( plan du bridge) ,  $F_i$  charge horizontale de l'implant n est estimée par la formule suivante :

$$(1) F_i = \frac{P}{N} np + \frac{Pe}{\sum R_i^2} R_i n_i$$

P : intensité de la charge horizontale

Le vecteur unité np est dans la direction de la charge appliquée P

Les rayons  $R_i$  représentent la distance entre charge, vis et centre de gravité 0 de toutes les vis.

e : différence entre 0 et le point d'application excentré de la charge

$n_i$  est perpendiculaire à chaque rayon  $R_i$  pour chaque i

Le résultat de cette équation est fonction du nombre de vis N.

Le résultat final, pour l'application de l'équation 1 à n'importe quelle prothèse, sera que la charge maximale au niveau des vis sera inférieure à la charge P (Fig.13).

La réduction de la charge au niveau de chaque vis, découlant de l'action combinée de plusieurs vis reliées par un bridge rigide n'est pas importante cliniquement si chacune des vis peut supporter la charge maximale P directement sans provoquer de défaillance ni de perte.

Dans ce cas, si la charge maximale n'excède pas la charge P, un bridge léger et flexible serait suffisant sauf en présence de grandes extensions.

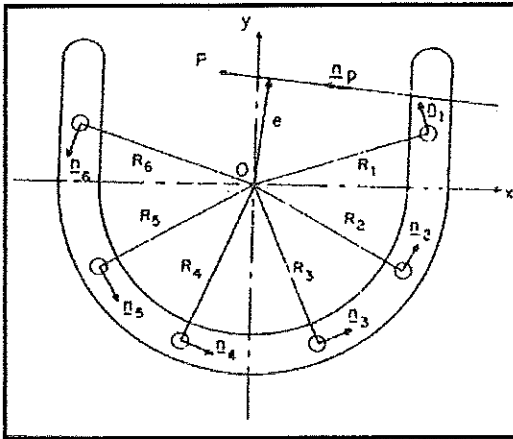


Fig. 14 : Schéma d'une prothèse fixée recevant une charge horizontale P dans le plan prothétique. La charge Pest excentrée par rapport au centre O des six implants. SKALAK 1985 (71).

Pour une charge P, la force  $F_i$  au niveau de chaque vis peut être calculée en supposant que le bridge soit rigide, que la flexion des vis soit élastique, en appliquant l'équation suivante :

$$(2) \quad F_i = \frac{P}{N} + P(Ax_i + By_i)$$

N : nombre de vis

$x_i$  et  $y_i$  : coordonnées del'ième vis.

Les coefficients A et B de l'équation (2) dépendent du point d'application de la charge  $X_p$  et  $Y_p$ .

A et B sont calculés de la manière suivante :

$$(3) \quad A = \frac{I_{xy}Y_p - I_{xx}X_p}{I^2_{xy} - I_{xx}I_{yy}}$$

$$(4) \quad B = \frac{I_{xy}Y_p - I_{yy}P}{I^2_{xy} - I_{xx}I_{yy}}$$

$$(5) \quad I_{xx} = \sum Y_i^2 I_{yy} = \sum X_i^2$$

$$(6) \quad I_{xy} = \sum X_i Y_i$$

Il est évident que les vis proches de P supportent les forces  $F_i$  plus importantes que celles du côté opposé.

L'équation (2) indique que les charges  $F_i$  pour chacune des vis seront généralement inférieures à la charge P, exception faite du cantilever (grandes extensions).

L'équation (2) peut être réalisée pour évaluer l'effet des extensions dans le cas des figures suivantes :

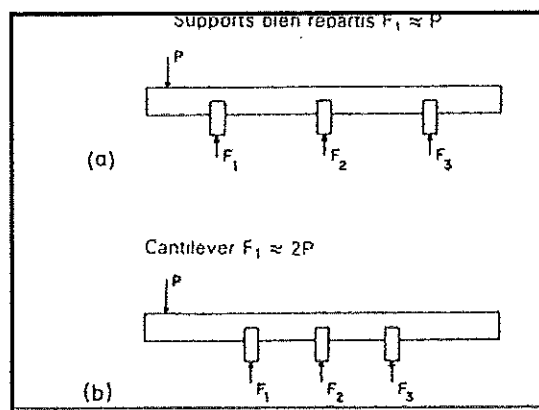


Fig. 15 : a : Schéma de la distribution des charges lorsque les supports sont bien répartis (implants) et avec une petite extension.

b : supports plus rapprochés (implants) avec de grandes extensions (cantilever).

SKALAK 1985 (71)

Si l'extension est plus importante, la charge maximale sur chaque vis pourrait atteindre une fois et demi la charge maximale P.

Ceci pourrait être toléré, sans danger, si le seuil de résistance d'une seule vis est égal ou supérieur à la force maximale sur chacune des vis.

L'expérience actuelle, qui regroupe plusieurs cas de cantilever, indique qu'une certaine extension est cliniquement acceptable, mais il est recommandé de placer un certain nombre de vis N car cela diminue la charge maximale sur chaque vis.

RANGERT et Coll. (62) ont ainsi publié un modèle plus simple que celui de SKALAK (71).

Ce modèle n'est cependant pas applicable de façon aussi générale que celui de SKALAK, mais il fait apparaître les mêmes tendances.

### 3.32 Le transfert des contraintes vers l'interface

#### 3.321 Définition de l'interface (16)

On considère l'**interface** comme une région, ou une zone, d'interaction incluant la surface d'oxyde de l'implant (on suppose que l'implant est en métal) et le tissu environnant affecté par la présence de l'implant.

L'interface d'un implant en titane avec l'os peut être définie comme l'aire commençant à la limite masse de métal- oxyde de surface et s'étendant dans le tissu osseux jusqu'à une région que l'on peut considérer comme normale, c'est à dire que l'on ne peut pas distinguer de l'os typique du site d'implantation.

Cette définition, imprécise, reconnaît que la région d'interaction peut englober un volume substantiel de tissu variable.

#### 3.322 Etude de SKALAK (71)

L'implant doit supporter les forces sans se fracturer et les transmettre à l'interface tissulaire sans provoquer de dommages.

Selon SKALAK, un implant ostéointégré en forme de vis peut transmettre les charges axiales à l'os environnant par compression, en raison des surfaces inclinées du pas de vis.

L'interconnexion étroite au niveau microscopique, en plus de la forme de la vis au niveau macroscopique, permet la transmission de la charge sans aucune tendance au glissement (Fig. 16).

A l'opposé, un implant parfaitement lisse nécessite une liaison entre l'os et le titane pour éviter ce glissement (Fig. 16).

Pour un implant en forme de vis, cette liaison n'est nécessaire que pour résister au couple de torsion qui aurait tendance à désunir l'implant . Heureusement, ce type de forces ne se rencontre pas dans les charges habituelles exercées sur les implants dentaires ; même dans ce cas, la surface rugueuse d'un implant ostéointégré peut créer une imbrication bénéfique semblable au pas de vis à l'échelle macroscopique ( Fig. 16).

L'inter-relation étroite existant entre l'os et les rugosités de surface du titane peut transmettre des forces de cisaillement comparables à celles d'un pas de vis.

Les effets favorables liés à ces rugosités de surface imposent que l'os soit intimement intégré aux aspérités de surface de l'implant. En effet, si une couche de tissu conjonctif mou se forme autour de l'implant, la mise en charge peut aboutir à un mouvement relatif et à une dégradation progressive de l'os.

L'ostéointégration permet donc la transmission des forces directement du titane à l'os sans qu'aucun mouvement ne se produise au niveau de l'interface.

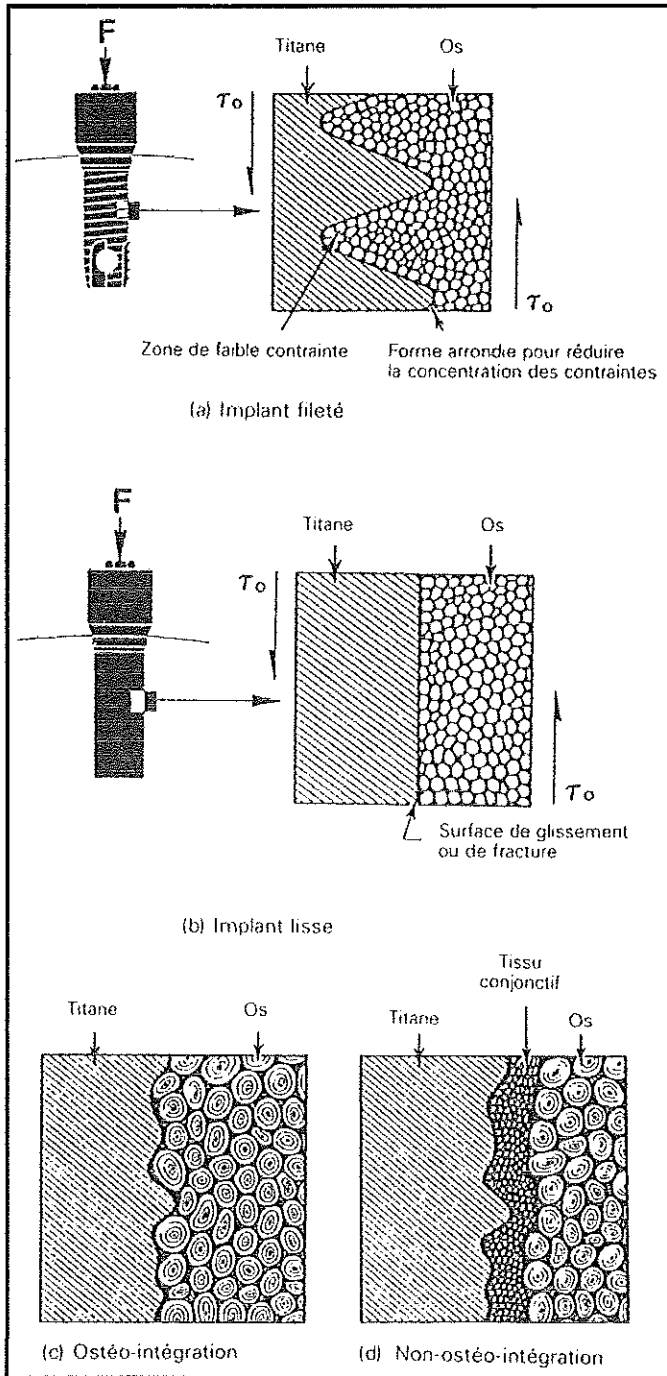


Fig. 16 a : Coupe schématique d'un implant fileté montrant en détail un filet en contact étroit avec l'os.

16 b : Coupe schématique d'un implant lisse montrant la nécessité d'une liaison pour éviter un glissement.

16 c : Coupe schématique au niveau microscopique montrant l'adaptation intime de l'os. (ostéo-intégration).

16 d : Coupe schématique au niveau microscopique montrant la présence d'une couche de tissu conjonctif fibreux entre l'implant et l'os (non-ostéointégration).

D'après ALBREKTSSON et coll. (16)

### 3.323 *Etude de FRENCH et Coll. (32)*

FRENCH et ses collaborateurs se sont penchés sur l'étude de la transmission des charges sous forme de contraintes de l'implant vers l'os environnant.

Ils pensent que, quel que soit l'implant, celui-ci doit permettre la dissipation des efforts sur des zones éloignées de l'os marginal.

Dans le cadre de cette étude, ils ont comparé, à l'aide de la technique de photoélasticimétrie, 4 types d'implant de configurations différentes :

- L'implant **Core-Vent** : cylindre creux à vis de 10,5mm de long pour 4,3mm de diamètre.
- L'implant **Screw-Vent** : implant vis de 10mm de long pour 3,75mm de diamètre
- L'implant **Intégral** : cylindre de titane enrobé d'hydroxyapatite de 10mm de long pour 4mm de diamètre.
- L'implant **IMZ** : cylindre en titane enveloppé d'un plasma de titane de 11mm de long pour 4mm de diamètre ; cet implant présente un élément intra-mobile ou amortisseur de choc, dans sa partie interne.

Au cours de cette étude, une force de 20 kg est appliquée sur les implants.

La force restera la même tout au long de l'étude grâce à l'utilisation de repères.

Les contraintes sont ainsi observées en fonction de leur intensité et de leur concentration.

En ce qui concerne l'application des forces axiales, les auteurs ont fait les constatations suivantes :

- Analogie de distribution des contraintes au niveau des implants **Screw-Vent** et **Core-Vent**.
- L'**IMZ** et l'**Intégral** vont au contraire présenter une densité supérieure au tiers coronaire, et plus faible à l'apex ; aucune perturbation latérale n'apparaîtra.
- La distribution globale des contraintes pour ces 4 types d'implants semble similaire et leur concentration apicale apparaît constante chez tous.

Alors que pour l'application des forces latérales :

- D'une manière générale, une accumulation de contraintes est notée sur la face latérale correspondant au point d'application (crête marginale), ainsi que sur le tiers apical opposé.
- La plus forte concentration apicale revient, encore, au **Core-Vent**.
- Des contraintes coronaires et médianes plus importantes pour **l'Intégral**.
- Des franges colorées sont décrites au niveau des filets du **Screw-Vent** et du **Core-Vent**, avec une prépondérance pour le premier.

On notera que lors de l'application de ces forces basculantes sur l'implant **IMZ**, une fracture de l'élément intra-mobile est survenue à plusieurs reprises, ce qui a amené **FRENCH** et ses collaborateurs à écarter cet implant dans la deuxième partie de l'expérimentation.

On pourra donc retenir que ces 4 implants assurent une distribution globale équivalente des contraintes. Ceci amène les auteurs à conclure qu'aucune configuration n'est supérieure aux autres.

Et ce, bien qu'une réduction des tensions au niveau de l'os marginal n'ait été observée pour les implants **Core-Vent** et **Screw-Vent**, alors que **l'IMZ** et **l'Intégral** diminueraient celles de l'interface os-implant au niveau des faces latérales.

En conclusion, on en retirera qu'aucune configuration, parmi ces implants tous cylindriques, ne peut prétendre à une supériorité dans la distribution des contraintes.

Celles-ci varient en fonction de la direction de la force exercée : les forces latérales apparaissent plus nocives que les forces axiales au niveau cervical.

Ces résultats confirment la nécessité d'éviter l'application de telles forces.

3.324 *Etude de DEINES et Coll. (28)*

Une étude similaire conduite par DEINES et ses collaborateurs (28), 4 années plus tard, étend l'analyse au système Bränemark et aux dents naturelles, en plus des implants **Screw-Vent** et **Intégral**.

Dans cette étude, la longueur de chaque implant est de 13mm et la charge est équivalente.

▪ Charge verticale :

Configuration de l'échantillon	Tiers coronaire	Tiers médian	Tiers apical
Molaire avec desm	0-1	0-1	1
sans desm	1	1	1-2
Prémolaire avec desm	0-1	0	1
sans desm	1	0	1-2
Nobelph avec desm	0-1	0	1
	1-2	1	3
Screw-V avec desm	0-1	0	1
sans desm	1-2	1	3
Intégral avec desm	0-1	0	1
sans desm	0-2	0-1	3

desm : desmodonte simulé en silicone

0 : pas de concentration

1 : concentration faible

2 : concentration modérée

3 : forte concentration

▪ Observations en charge verticale :

- Tous les éléments de l'échantillon présentent une concentration des contraintes dans le tiers apical et dans la région cervicale.
- Les implants Brånemark et Screw-Vent présentent une distribution et une intensité de contraintes similaires avec un nombre supérieur de franges par rapport à l'intégral.
- Par rapport aux dents naturelles, la différence la plus marquante concerne la plus grande étendue de distribution des contraintes autour de celles-ci.

▪ Charge latérale :

Configuration de l'échantillon	Tiers coronaire	Tiers médian	Tiers apical
Molaire avec desm	2	1	1
sans desm	2	1-2	1-2
Prémolaire avec desm	1	0-1	1
sans desm	2	1-2	1-2
Nobelph avec desm	1	1	1
sans desm	3	2	2
Screw-V avec desm	1	1	1
sans desm	3	2	2
Intégral avec desm	1	1	1
sans desm	3	1-2	2

desm : desmodonte simulé en silicone

0 pas de concentration

1 : concentration faible

2 : concentration modérée

3 : concentration forte

▪ Observations en charge latérale :

- Pour tous et par rapport à la charge verticale, une plus grande amplitude des contraintes dans la zone cervicale et sur la face latérale opposée au point d'application de la charge.
- Pour tous, concentration accrue des contraintes au tiers apical.  
Concentration de contraintes plus forte autour des spires de Screw-Vent et Bränemark dans le tiers médian.
- Franges légèrement plus concentrées au niveau cervical de l'Intégral.

Ainsi, les investigateurs en arrivent à des conclusions similaires à celles de l'étude précédente.

Aucune configuration, parmi ces implants, ne peut prétendre à une supériorité dans la distribution des contraintes.

De même, ces résultats confirment la nécessité d'éviter l'application de telles forces.

3.325 Etude de RIEGER et Coll. par F.E.M. (66)

RIEGER et ses collaborateurs (66), en faisant appel à la modélisation par éléments finis sur logiciel, ont comparé 6 implants dans la distribution de leurs contraintes à l'os cortical environnant.

L'étude porte sur les implants **Bränemark, Core-Vent, Denar, Miter, Driskell** ainsi que sur un modèle expérimental.

Ces systèmes sont soumis à des forces axiales de 12 Kg.

Dans ce contexte, ils ont apprécié la distribution des contraintes pour chacun des implants.

Les auteurs sont partis du concept que les forces transférées jouent un rôle important dans le mécanisme du remodelage osseux.

De plus, ils ont établi l'existence d'un seuil minimum et un seuil maximum pour l'intensité de ce même stress dans la maintenance optimale de l'os.

A partir de là, ils ont discuté sur les risques de résorption liés à une forte amplitude et ceux d'hypocalcification associés à un manque de stimulation.

Leurs résultats sont semblables à ceux des premières études, dans leur ensemble.

Nous retiendrons essentiellement que :

- La répartition des contraintes semble meilleure pour les implants vissés, en général.
- Un risque de résorption pathologique de l'os crestal a été indiqué au niveau des implants **Denar, Miter et Driskell**.

La perte d'os dans cette région est critique pour un succès implantaire à long terme.

### **3.4 Notions d'occlusion**

Dans un article publié en 1993, WEINBERG LA. (78), a rapporté ses théories sur la distribution des forces au niveau de la prothèse supra-implantaire.

Une force verticale appliquée sur le plan incliné d'une reconstitution prothétique bicuspidée, va engendrer une résultante perpendiculaire à l'aire d'impact. On obtiendra, de ce fait, un effet de torque qui va se concentrer au sommet de la crête. Ce phénomène, s'il est trop important, peut entraîner une perte d'os et ainsi compromettre l'implant.

Afin de réduire cet effet de torque, l'auteur propose différentes solutions :

- Réduire l'inclinaison des cuspides, de manière à obtenir une résultante linéaire de la force beaucoup plus verticale.  
Créer, si possible, une véritable relation cuspide-fosse en occlusion centrée, en éliminant de surcroît les contacts travaillants et non-travaillants en latéralité.
- Intégrer un stop horizontal d'occlusion au niveau des reconstitutions antérieures.

- Etablir une occlusion inversée dans les secteurs postérieurs.
- Lors de la mise en place de l'implant, éviter de lui donner une angulation défavorable par rapport à l'axe d'application des forces occlusales.

Cette dernière recommandation est reprise par CLAYTON et SIMONET (23) . D'après eux, les forces axiales seraient mieux tolérées si elles s'appliquent sur un implant positionné verticalement. En effet, cela éviterait la création d'une composante transversale.

Si les forces axiales sont bien supportées par l'implant, elles pourraient provoquer des fractures au niveau des différentes parties de l'implant, ainsi que des défauts osseux. Il nous faudra donc, par l'intermédiaire d'un concept occlusal, déterminer, répartir, orienter et limiter la direction et l'intensité des forces le plus axialement possible.

Il apparaît cependant difficile de choisir parmi les différentes relations antagonistes. Pour ces raisons, les auteurs proposent :

- Une évaluation occlusale pré-chirurgicale en fonction de la situation clinique
- Une mise en fonction occlusale simultanée de tous les implants pour une distribution uniforme des forces
- Le passage par une prothèse transitoire en résine dans le but d'évaluer la fonction occlusale et se s'assurer du choix du schéma occlusal au stade du provisoire
- Le vissage ou le scellement provisoire d'environ 8 jours de la prothèse définitive, afin de procéder à quelques modifications si nécessaire

De même, en situation dynamique, certains aménagements seront aussi souhaitables. Quatre facteurs sont à considérer :

- L'orientation des forces selon l'axe corono-implantaire sera privilégiée
- La réalisation de restaurations cuspidées avec des surfaces de contacts convexes sans « glissement au centré ». L'aménagement d'une zone de contact cingulaire pour les antérieures
- Guidage canin plutôt qu'une fonction de groupe.

En opposition à ces concepts, l'équipe de BRANEMARK (15) préconise un concept d'occlusion balancée pour toutes les situations cliniques ostéointégrées. Ceci dans le but de mieux répartir les charges.

Chapitre 4 :  
Connexions dents-implants

## **4- Connexions dents-implants : études**

Face aux restaurations mixtes implants-dents naturelles, un problème se pose, celui de la différence de dépressibilité tissulaire entre les deux systèmes .

En effet, l'implant ostéo-intégré est considéré comme immobile d'un point de vue biomécanique, alors que la dent présente une mobilité physiologique grâce au desmodonte. Dès lors, certaines complications sont à craindre, dont l'apparition de contrainte plus importante au niveau de l'implant, ce qui pourrait entraîner la destruction du soutien osseux et la perte de l'ostéointégration.

D'après SKALAK (71), la distribution de la charge appliquée sur une prothèse conjointe ostéo-portée va obéir à deux règles :

- Redistribution de la charge à l'ensemble des piliers implantaires.
- Retransmission des forces par chaque implant à l'os alentour sans aucun risque de fracture de ce dernier ou de perte de cet implant.

Ainsi, pour pallier aux problèmes posés par la liaison dento-implantaire, différents concepts ont été imaginés, suggérés et pour certains utilisés en pratique clinique.

### **4.1 Considérations expérimentales et théoriques**

#### **4.11 Notions théoriques**

Face à cette mobilité différentielle rencontrée dans le cadre de cette liaison dent-implant, SKALAK (71) met l'accent sur les problèmes de distribution des charges, sur les différents éléments supports, qui lui sont liés.

Dans le cas présent, certaines situations peuvent se présenter :

- Incapacité pour les dents naturelles de supporter la charge entraînant une surcharge au niveau de l'implant : **échec**

- Dents insuffisamment ou incorrectement chargées : atrophie de leur tissu de soutien
- Dents surchargées ou incorrectement chargées : des forces de traction tendront à les extraire de leur alvéole.

La distribution des charges va dépendre de la forme géométrique et de la dureté relative des différents composants de chaque structure.

#### 4.12 Flexibilité du système Bränemark : rôle de la connexion pilier-implant

RANGERT et Coll. (63), en 1991, ont effectué, in vitro, des tests mécaniques sur des implants Bränemark. Ces tests révèlent que la vis attachant le cylindre prothétique en or avec le pilier transmuqueux à l'implant forment un système flexible.

Cette flexibilité inhérente semble bien rivaliser avec la mobilité verticale d'une dent naturelle reliée à un implant. Cette connexion étant assurée par l'intermédiaire d'un bridge comportant au minimum un élément intermédiaire entre implant et pilier naturel.

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

RANGERT et Coll. pensent que, dans ces conditions, la liaison entre un implant Bränemark et une dent naturelle peut s'envisager sans qu'aucun autre élément flexible n'entre en jeu.

Les tests mécaniques et les considérations théoriques indiquent cependant que la mobilité transversale de la dent pilier devra 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 (Fig. 17, 17' et 17'').

La distribution des forces sur une prothèse à supports mixtes semble être répartie entre la dent et l'implant. Ce sont les conclusions de l'étude de RANGERT et coll. (63). La raison principale de cette répartition des charges semble être la flexibilité de la vis du joint de l'implant qui correspond à la flexibilité axiale du ligament parodontal de la dent.

Certaines études cliniques (57)(77) confirment ces dernières données expérimentales.

Ainsi un article publié par NAERT et Coll. (57) a montré que les problèmes de parodonte, d'interface implantaire ou mécanique ne sont pas plus fréquents pour les prothèses fixées à appui mixte que pour les autres types de bridge.

Ces auteurs pensent, d'après les résultats qu'ils ont obtenus, que la connexion entre des structures dentaires de mobilité physiologique et les implants Bränemark est possible.

Cependant, ils préconisent, chaque fois que cela est possible dans le cas d'édentement partiel, la réalisation de prothèses supportées par des implants uniquement.

La décision de réaliser ce type de prothèse devra tenir compte de la localisation et du nombre d'implants posés ainsi que du statut parodontal des dents restantes.

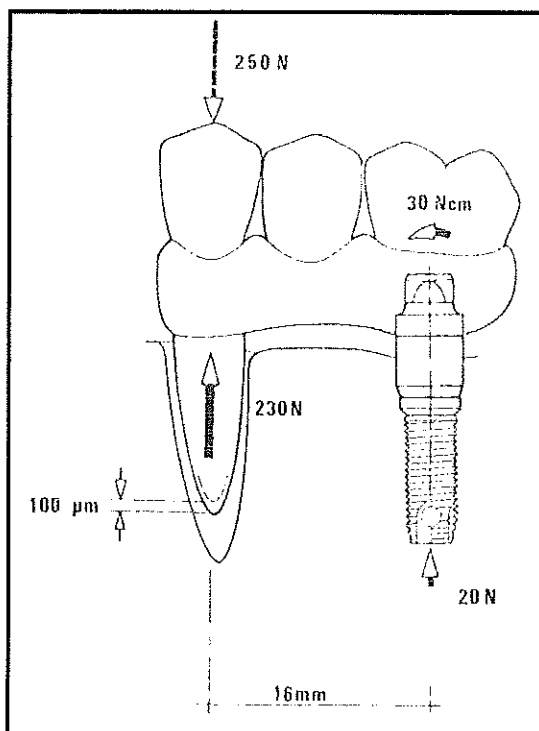


Fig.17 : Schéma d'après RANGERT (63) sur la déflexion d'une prothèse mixte lorsque la force est appliquée sur la dent pilier.

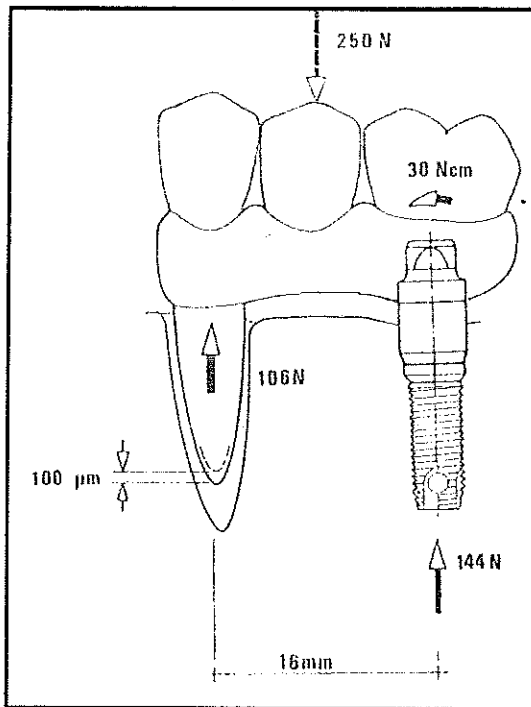


Fig. 17' : Schéma d'après RANGERT (63) sur la distribution des charges lorsque la force est appliquée entre la dent et l'implant.

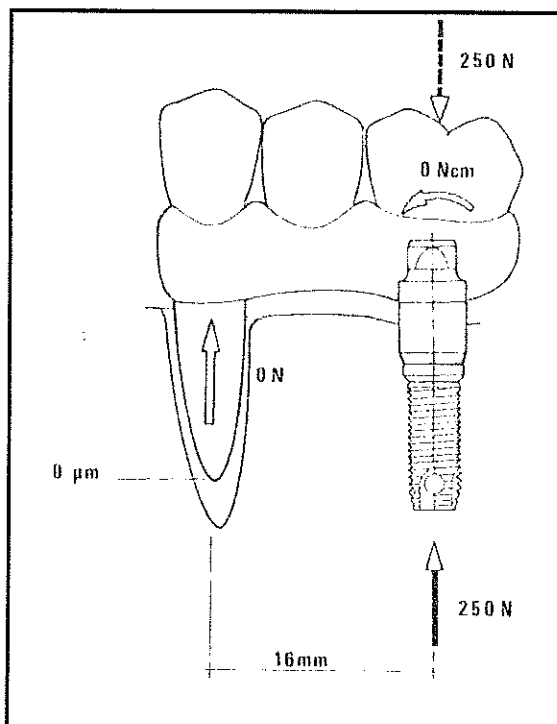


Fig. 17'' : Distribution des charges lorsque la force est appliquée sur l'implant, d'après RANGERT (63).

### 4.13 Les systèmes résilients

Avant de décrire ce système, nous allons définir la notion de « **rigidité** ».

En assimilant l'implant ou la dent à un ressort rigide, la **rigidité** dans une direction pourrait être comparée à la constante de proportionnalité entre la charge exercée sur un ressort et sa déflexion :  $F = Kx$  (17).

Selon BRUNSKI (17), la valeur de la rigidité de l'implant seul varie peu selon le modèle. De plus, elle se rapproche de celle de la dent naturelle.

Cependant, si on considère l'implant ancré dans l'os, cette valeur va dépendre de deux paramètres :

- Le matériel et les propriétés structurales de l'implant (module d'élasticité, géométrie, présence d'un système résilient)
- Les propriétés mécaniques de l'interface tissulaire.

Ainsi, si l'on considère le cas d'un implant (« rigidement » lié à l'os), supportant un bridge « rigide », soumis à une impulsion de charge, une contrainte importante pourrait survenir à l'interface et créer des dommages.

Afin d'améliorer cette situation, différents systèmes ont été imaginés et intégrés à divers niveaux de l'ensemble implant-prothèse :

- **Utilisation de la résine acrylique** comme matériau occlusal de choix
- **Incorporation d'un élément absorbeur de choc** entre la restauration prothétique et l'implant, tel que « l'élément intra-mobile, **IME** » dans l'implant **IMZ**.

#### 4.131 Faces occlusales en résine (71)

Afin de réduire les forces exercées sur l'implant, SKALAK a pensé interposer un matériau souple sur le trajet de la force, dont la fonction serait décaler l'impulsion dans le temps, et ainsi de réduire la concentration de contraintes à l'interface os/implant.

A partir de ces théories, auxquelles de nombreux auteurs (1) adhèrent, DAVIS et coll. (27) publièrent, en 1988, un rapport comparant les effets de la résine à ceux de la porcelaine. L'étude, faisant appel à la modélisation par éléments finis (F.E.M), porte sur le cas d'une prothèse supportée par cinq implants. D'après leurs résultats, la porcelaine semble conférer une rigidité quelque peu marquée à la chape par rapport à la résine. Cependant, dans des conditions de charge statique, la porcelaine a une influence positive. Elle paraît, en effet, réduire les contraintes transmises à la chape et aux vis de piliers, ce qui nous laisse supposer qu'il en sera de même au niveau de l'os.

Mais, sous l'impact d'une charge, la situation sera différente, la résine acrylique étant beaucoup plus susceptible d'absorber l'impact que la porcelaine. Elle transférera donc moins de contraintes aux éléments sous-jacents.

Ces données comparatives devront être prises en considération lors de l'élaboration de la prothèse. Les auteurs semblent penser que l'utilisation de faces occlusales en porcelaine soit indiquée dans certaines situations cliniques comme la bruxomanie. Les faces occlusales en résine, beaucoup plus adaptées à la mastication, seront préférées dans la plupart des cas.

Cette étude sera confirmée, en 1991, par une autre expérimentation *in vitro* menée par GRACIS et Coll.(34 bis). Leurs résultats témoignent, en effet, d'une diminution significative de 50% environ des pics de forces en présence de résine et ceci par rapport à la porcelaine et aux alliages.

Cependant, si certains conseillent l'utilisation de ces faces en résine, d'autres (22) (42) n'en voient pas l'utilité et suggèrent celles de surfaces occlusales en métal ou en porcelaine.

En effet, la résine ne permet pas d'assurer une stabilité occlusale dans le temps. L'usure de la résine occlusale entraîne des décalages des rapports inter-arcades. SIMONET (23) face aux inconvénients de la résine, sujette à l'abrasion, suggère l'utilisation de résine cuite sur infrastructure métallique associée à des faces occlusales en or. Ceci afin d'allier les qualités de résistance de l'un à l'usure de l'autre.

D'autre part, la réalisation des surfaces occlusales en porcelaine sera ,ultérieurement, abandonnée en raison des fractures observées et du désagrément causé par le bruit qui résulte du contact de ces surfaces entre elles. De plus, l'amélioration de la dureté des céramiques a

conduit à se rapprocher de la résistance de l'émail. Leur utilisation s'est ainsi progressivement développée.

#### 4.132 *Systeme IMZ*

Le système IMZ, mis au point par KIRSCH en 1970, comporte un élément intra-mobile (IME, Intra Mobile Element) en polyoxyméthylène à caractéristique visco-élastique, le différenciant des autres systèmes implantaires (19) (3) (40).

L'originalité de ce système consiste à réaliser des prothèses censées simuler l'amortissement d'un desmodonte. De ce fait, il semblerait qu'il soit capable d'absorber et de répartir les charges fonctionnelles.

Cette caractéristique avantageuse autoriserait son utilisation en association avec la dent naturelle par l'intermédiaire d'une prothèse rigide, en permettant la simulation du ligament parodontal tout en évitant la surcharge au niveau de l'implant.

KIRSCH et CHAPMAN ont évalué, in vivo, l'effet d'un amortisseur implantaire interne résilient sur l'amplitude des charges occlusales (19). L'étude assistée par ordinateur concerne 15 sujets porteurs d'un implant unitaire distal unilatéral relié à une dent naturelle. Les résultats indiquent une différence significative entre les forces interposant un amortisseur (18 N) et celles interposant un élément interne en titane (30 N).

De même, VAN ROSSEN et Coll.(72), dans une autre étude s'appuyant sur l'analyse par éléments finis, ont montré que la présence d'un élément amortisseur à l'intérieur d'un implant associé à une dent naturelle va permettre une transmission des forces à l'os de manière plus uniforme.

De plus, il apparaît au travers de leurs résultats que le pic de stress, enregistré au niveau de l'os cortical entourant la pilier naturel, s'en trouverait diminué.

Mc GLUMPHY et Coll.(51) ont cependant rapporté des résultats contradictoires. Ils ont comparé, à l'aide de la photoélasticimétrie, les caractéristiques de la distribution des contraintes d'un implant IMZ à l'os avec un élément interne résilient ou rigide, sous l'effet d'une force cantilever.

Aucune différence significative ne fut observée sous des conditions de mise en charge statique. Il apparaît cependant, que pour une même charge, la déflexion de la barre cantilever est équivalente pour les deux systèmes.

L'explication de ces observations pourrait reposer sur l'existence d'une certaine flexibilité du système liée à la présence de la vis en titane de la superstructure à l'intérieur de la prothèse ; celle-ci étant présente dans les deux cas de figure.

La couronne, avec l'élément interne comme pivot, pourrait exercer une action de levier sur la vis, en son centre. Cette vis, sous l'effet de flexions répétées, serait soumise à un risque de fracture et constituerait ainsi le maillon faible du système.

Dans l'implant IMZ, la présence de l'élément résilient interne pourrait minimiser le risque de fracture de cette vis, ce qui expliquerait son succès relatif en prothèse fixée à appui mixte.

Cependant, en pratique clinique, la fracture de l'élément intra-mobile résilient de l'implant IMZ fût très souvent constatée, impliquant ainsi, le remplacement fréquent de l'élément interne.

Ces éléments, à durée de vie limitée, devaient être changés régulièrement, obligeant à la construction d'une prothèse facilement démontable et de maintenance, somme toute, difficile. Pour pallier à cet inconvénient, un autre type d'élément fût imaginé, permettant de disposer d'éléments en polyoxyméthylène armés de titane, plus résistants : l'**IMC** (Intra Mobile Connector). Or ce nouveau système ne semblerait pas donner d'aussi bons résultats sur le plan biomécanique, et perdrait de ce fait tout intérêt face aux autres types d'implants.

Ces systèmes sont donc, aujourd'hui, abandonnés.

D'autres systèmes furent élaborés à partir du concept de l'élément résilient interne. Ainsi, MENSOR (53) a élaboré un système aux propriétés comparables, allié à une forme d'implant se rapprochant de celle des racines des dents naturelles : le **Mensor Compliant Keeper (MCK)**.

Cependant, la littérature semble très pauvre à ce sujet, et nous laisse donc interrogatifs quant à la valeur d'un tel système.

## 4.2 Considérations cliniques

### 4.21 « Indications » des prothèses à appuis mixtes

On ne peut à proprement parler d'indications. En effet, des auteurs (5) ont décrit cette option thérapeutique. Cette dernière doit cependant être envisagée lors d'une décision de réhabilitation prothétique et, elle pourrait s'avérer utile dans certaines situations cliniques :

- Insuffisance de piliers naturels sains
- Volume osseux résiduel important associé à un édentement important
- Présence d'obstacles anatomiques pour la mise en place d'implants supplémentaires.

Face à ces restaurations mixtes, le problème est toujours le même : **la différence de dépressibilité tissulaire entre les deux systèmes.**

L'évolution vers l'utilisation des implants dans les cas d'édentement partiel découle du succès des résultats obtenus chez les sujets totalement édentés.

Les divers aménagements des techniques d'interconnexion se sont développés pour tenir compte des caractéristiques particulières des implants et des dents, et parce que si les implants sont rigides, la restauration a besoin de souplesse.

### 4.22 Conception de la suprastructure

Le dessin de la prothèse sur implants, intégrant des dents naturelles, dépend de divers paramètres (32) (40) :

- La position et l'angulation des piliers implantaires sur l'arcade
- L'étendue du segment édenté
- La situation de l'arcade antagoniste
- L'état des dents résiduelles et des restaurations existantes

- La dimension verticale d'occlusion
- De la nécessité, ou non, pour les implants de contribuer à stabiliser les dents naturelles.

Différentes solutions thérapeutiques sont à considérer, quant au choix du type de connexion entre l'implant et la dent.

On va distinguer deux concepts :

- La prothèse « monobloc »
- La prothèse conçue en différents segments, reliés par des attachements.

#### *4.221 Prothèse « monobloc »*

Cette conception va favoriser la rigidité de l'ensemble prothétique.

Cependant, il naît un risque de résorption osseuse péri-implantaire et d'intrusion de la dent naturelle.

Plusieurs structures sont à étudier en fonction du mode de jonction de la prothèse au pilier qui la supporte.

#### *4.2211 Prothèse scellée sur dents naturelles / vissée sur implants*

Cette structure présente un inconvénient majeur, celui de la perte de possibilité de démontage de la prothèse en cas de problème.

On perd ainsi l'intérêt de la prothèse supra-implantaire vissée.

**4.2212 Prothèse scellée sur coiffes télescopiques / vissée sur implants**

Les coiffes télescopiques sont scellées sur les dents naturelles de manière définitive. La prothèse sera ensuite posée à l'aide d'un ciment provisoire sur ces premières chapes. De l'autre côté, la prothèse sera vissée sur les implants permettant ainsi de la démonter si besoin est.

Ce système de liaison télescopique est recommandé par BALSBI (5) afin d'assurer la rigidité nécessaire à la stabilisation des dents naturelles.

Ces coiffes télescopiques présentent tout de même deux inconvénients.

Le premier est d'ordre esthétique puisque les limites de ces coiffes seront souvent visibles.

Le second est d'ordre pratique puisque la pose d'une coiffe télescopique, sous une prothèse, nécessite une préparation plus importante de la dent et donc entraîne un délabrement tissulaire conséquent.

(Fig. 19)

**4.2213 Prothèse scellée sur dents naturelles / scellée sur implants**

La suprastructure prothétique sera scellée, d'un côté, sur la dent naturelle et, de l'autre sur le pilier prothétique.

Bien qu'elle permette au praticien de se retrouver dans une situation clinique courante, cette solution ne semble pas offrir une alternative fiable dans le temps. En effet, elle ne pourra pas permettre le démontage de la prothèse et la possibilité d'accès aux implants.

(Fig. 20)

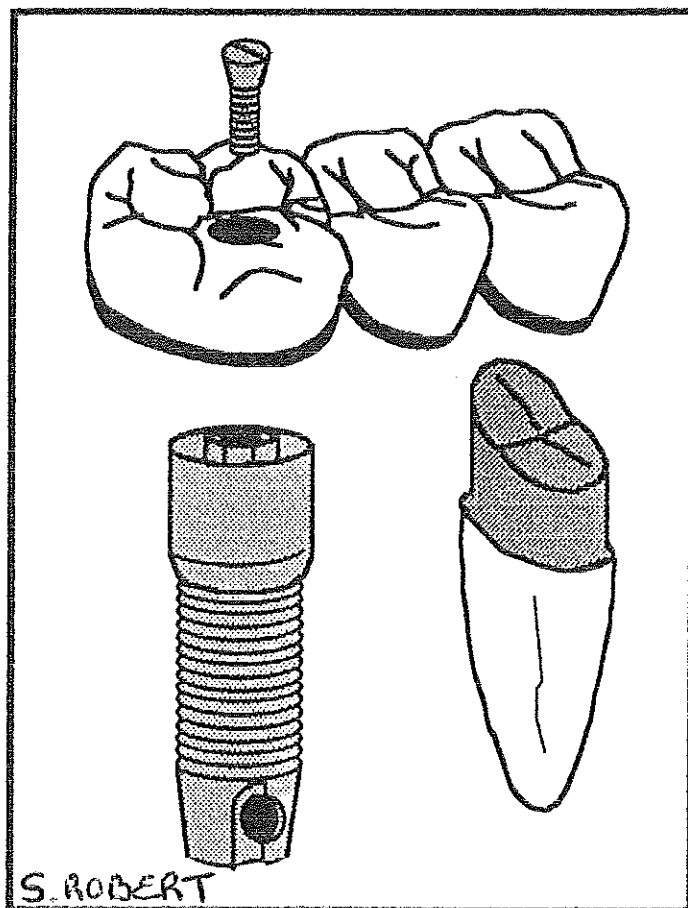


Fig. 19 : Prothèse vissée sur implant et scellée sur coiffe télescopique sur dent naturelle.

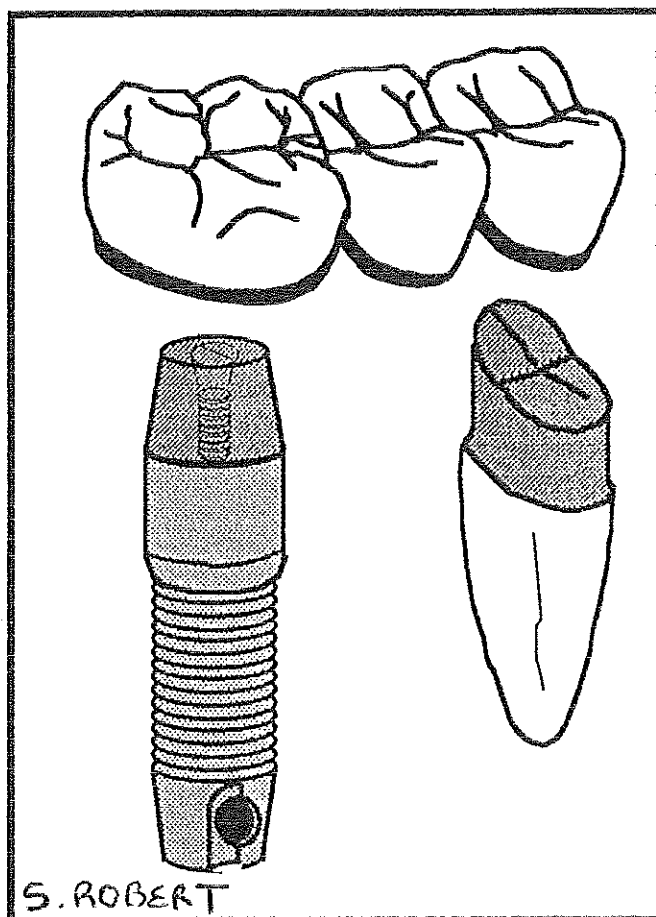


Fig. 20 : Prothèse scellée sur dent naturelle et scellée sur implant.

*4.222 Prothèse conçue en différents segments reliés par des attachements*

Ce type de prothèse va impliquer des coulées de petite portée, plus faciles à réaliser. De plus, elle offrira la possibilité de modifier la structure sans avoir à tout reconstruire, en cas de perte d'un des piliers prothétiques, la partie prothétique reliée à l'implant restant amovible.

La nature de la liaison entre l'implant et la dent peut être de deux sortes :

- Attachement semi-rigide de type glissière
- Attachement rigide

*4.2221 Attachement semi-rigide de type glissière*

Il s'agit d'un système **tube-tige** à parois parallèles et dont la surface d'appui du tube est plane et élargie.

La partie mâle de l'attachement sera solidaire de la partie implanto-portée pour permettre le démontage de la prothèse supra-implantaire (Fig. 21).

Ce type de raccordement va permettre un certain nombre de liberté, en fonction de l'attachement choisi :

- Attachement de précision
- Attachement de semi-précision.

L'interconnexion des implants à des piliers naturels, par des attachements de semi-précision, isole, dans une certaine mesure, l'implant de la dent naturelle.

BEUMER et LEVIS(11) parlent « d'attachement articulé » permettant d'éviter une liaison directe entre dent naturelle et implant ostéo-intégré, avec les avantages suivants :

- Obtention d'un support vertical et horizontal

- Limitation de la rotation et du desserrage de la vis qui fixe la prothèse supportée par l'implant
- La partie prothétique supportée par l'implant reste amovible.

Cependant, il n'est pas inutile de rappeler que le but de ces systèmes n'est pas d'assurer une contention optimale des dents à mobilité accrue.

COHEN et ORENSTEIN ont réalisé une étude sur la connexion de dents naturelles et de piliers implantaire. Le but était de concrétiser une structure capable de maintenir dans le temps l'ensemble prothétique. En effet, « lorsque l'on combine des implants avec des dents naturelles, les forces exercées sur les piliers doivent être contrôlées afin de ne pas soumettre les dents ou les implants à des charges excessives ». (24)

La technique, décrite dans leur rapport, cherche la réduction des effets *cantilever* qui sont potentiellement dangereux au sein d'une prothèse démontable.

Un attachement **non rigide** est utilisé au niveau de la couronne implantaire.

Des coiffes télescopiques sont réalisées sur les dents naturelles et scellées définitivement sur les dents naturelles.

Les couronnes de recouvrement, scellées provisoirement, incorporent cette connexion non rigide entre les éléments intermédiaires et les couronnes implantaire.

Ce système utilise un attachement de semi-précision dans lequel la portion femelle est logée au sein de la couronne implantaire, relativement immobile. La portion mâle est placée sur l'intermédiaire de bridge, relié au pilier naturel.

Au cours de cette étude, les auteurs ont constaté la stabilité de l'ensemble prothétique et surtout, l'absence de migration du pilier naturel. La qualité de l'os autour de l'implant n'y est pas mentionnée.

Il semble donc, selon leurs résultats, que la connexion non rigide limite l'effet de *cantilever* et dirige les charges occlusales axialement, le long du grand axe de la dent.

Cette conception ne doit cependant pas être considérée comme acquise et sans risques, car dans ce rapport, les auteurs ne précisent pas la durée de l'étude et le devenir de l'ensemble prothétique implanto-porté dans le temps.

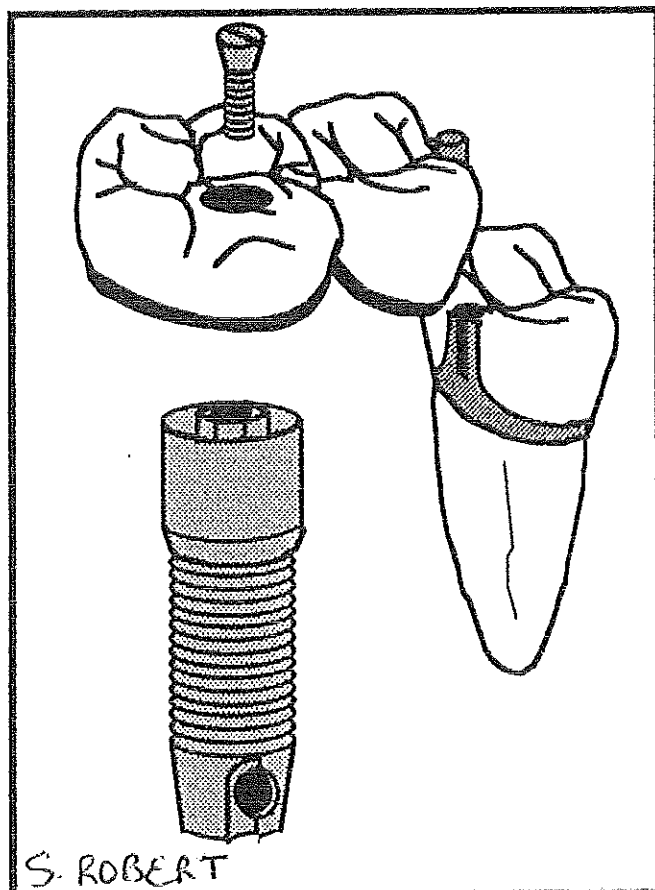


Fig. 21 : Attachement semi-rigide de type glissière.

#### 4.2222 Attachements rigides

Dans ce système, la partie mâle et la partie femelle seront verrouillées, une fois montées, par une vis verticale ou horizontale (Fig. 22).

SKALAK(71) et SULLIVAN(73) se sont élevés contre la liaison rigide entre dents naturelles et implants à cause des problèmes biomécaniques pouvant résulter de l'inégalité de la charge occlusale.

Leurs principales craintes sont les suivantes :

- Les implants deviennent surchargés
- Les dents peuvent être insuffisamment chargées et ne plus avoir de rôle occlusal
- Le joint de ciment sur les piliers naturels peut se fracturer

Théoriquement, ces problèmes pourraient être résolus par l'incorporation de connecteurs souples, comme décrits précédemment.

D'autres auteurs, préconisent l'utilisation de cette connexion rigide.

BOWER (13) recommande d'utiliser un ciment provisoire sur les piliers naturels tandis que BALSHE (5) suggère l'interposition de coiffes télescopiques entre la suprastructure et les piliers naturels. En procédant ainsi, on se donne la possibilité de déposer la prothèse.

HAHN (35) propose de connecter, de façon rigide, dent naturelle et implant s'appuyant sur le fait que « cela semble marcher », mais il ne fournit ni statistiques, ni observations à long terme. Comme le remarquent SEKINE et coll.(69), cette méthode comporte des risques, car les implants ont dans le sens longitudinal une mobilité dix fois plus faible que celle des dents naturelles, et dans le sens horizontal, la mobilité est également différente. Alors que le déplacement de l'implant est linéairement proportionnel à la charge qui lui est appliquée, celui de la dent se fait en deux temps. Le premier est rapide et se situe dans les limites de l'espace desmodontal ; le second est plus linéaire. Lors du retour de la dent à sa position normale, la charge ayant cessé, il y a un effet retard, progressif qui n'existe pas pour l'implant.

ERICSSON et coll. (29) ont mené, en 1986, une étude sur une période de 6 à 30 mois dans des situations où les dents se trouvaient soit en trop petit nombre, soit mal distribuées sur l'arcade pour pouvoir seules servir d'ancrage. De plus, elles étaient souvent mobiles, et dans ce cas, raccordées par des attachements. Sinon, dents et implants étaient reliés de façon rigide.

Ces auteurs font état de « bons résultats » en général, mais ils notent cependant, dans certains cas, une réponse tissulaire défavorable ou, dans d'autres cas, l'intrusion des segments dentoportés dans les zones de raccordement.

Ils soulignent le risque encouru et insistent sur la différence biomécanique qui existe entre les dents et les implants.

LINDH, GUNNE et DANIELSSON (46) ont mené, en 1997, une étude sur 3 types d'attachement rigide reliant une dent naturelle et un implant, et ont, pour chacun d'entre eux, suivi leur comportement pendant un an.

Trois patients sont retenus pour cette étude. Des implants ont été placés dans la région postérieure de la mandibule afin de remplacer les molaires. L'absence de prémolaires ne serait pas palliée de cette façon, la résorption osseuse étant trop importante. La réhabilitation se fera donc, en prenant appui sur un implant postérieur et, antérieurement, sur la canine.

**Patient 1.** La connexion entre les deux piliers est assurée par une glissière de type *Boos*. Cette dernière a été utilisée par ERICSSON et coll. (29) Elle présente une bonne stabilité latérale, mais également une certaine liberté de mouvement dans le sens axial.

De ce fait, les auteurs ont rapporté une intrusion de la dent support 3 mois après la mise en place. En raison de ce risque, le système a été abandonné et d'autres ont vu le jour.

**Patient 2.** Dans ce cas, un bras métallique est soudé à la partie prothétique supra-implantaire. Ce bras est fixé à l'élément intermédiaire à l'aide d'une vis horizontale.

Le résultat est esthétiquement satisfaisant, mais l'accès à la vis est très difficile lors des manipulations. De plus, la nécessité d'utiliser une petite vis en or offre une faible longévité.

**Patient 3.** Pour le troisième patient, une version améliorée de celle utilisée pour le deuxième cas a été réalisée. Le bras métallique est soudé à la face linguale de l'élément intermédiaire, à l'aide, cette fois-ci, d'une vis axiale facilitant ainsi, la mise en œuvre.

Cette structure présente une bonne stabilité et un résultat esthétique satisfaisant .

Au bout de trois ans, l'ensemble prothétique implanto-dento-porté présente une bonne stabilité, sans observer de perte osseuse autour de l'implant, ni intrusion de la canine.

L'interconnexion rigide entre dents et implants, bien que donnant satisfaction dans certains cas, n'est pas une solution de premier ordre et nécessite un suivi à long terme. Les résultats obtenus doivent prendre en compte la qualité parodontale des dents naturelles restantes. Cependant, cette étude a été réalisée sur un trop petit nombre de patients pour servir de référence.

En 1999, PESUN, STEFLIK, PARR et HANES ont étudié la réponse histologique des tissus parodontaux d'une dent naturelle reliée de façon rigide à un implant. (61) Cette étude a été menée chez le chien. La quatrième prémolaire, de ce dernier, a été connectée à des implants, remplaçant les première et deuxième prémolaires, par l'intermédiaire d'une prothèse fixe partielle.

Ce système est resté en place 24 mois et évalué à intervalles réguliers, tous les 6 mois.

Le but de cette étude était d'évaluer les effets positifs et/ou négatifs de la connexion entre un implant et une dent naturelle. Les critères de « jugement » étaient l'inflammation des tissus parodontaux et le niveau osseux.

Les résultats de cette investigation n'ont pas mis en évidence d'inflammation des tissus péri-dentaires mais, au contraire, une bonne stabilité du parodonte. Le tissu osseux ne présentait aucune zone de résorption anormale, mais une très bonne cicatrisation.

D'autre part, l'absence d'intrusion de la quatrième prémolaire semble indiquer qu'une telle connexion, n'est pas à exclure totalement sans y apporter une certaine réflexion.

En effet, à l'issue de ces observations, une combinaison entre une dent naturelle et un implant grâce à un attachement rigide s'avèrerait possible.

Il faut cependant, s'assurer de la qualité des tissus parodontaux du pilier naturel afin de ne pas accroître la différence de mobilité entre dent et implant.

Cette étude, menée chez le chien, nécessite un recul clinique à plus long terme, mais permet de ne pas écarter complètement ce type de réhabilitation d'un plan de traitement.

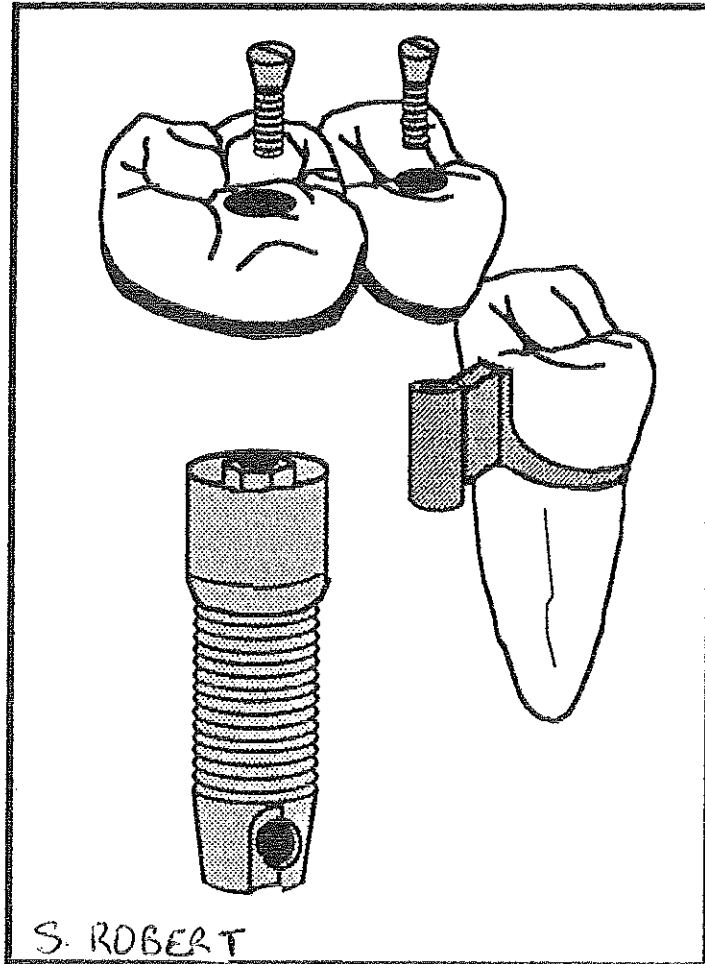


Fig. 22 : Attachement rigide de type vissé.

### 4.3 Etudes défavorables vis-à-vis des connexions dent/implant

Le désir, et parfois, le besoin de connecter un pilier naturel avec un implant ont conduit les praticiens à réaliser des études sur le comportement et l'évolution de cette éventuelle solution thérapeutique.

De nombreuses études ont été réalisées, avec plus ou moins de recul clinique, et des résultats partagés entre échec et succès.

Nous allons ainsi, prendre connaissance de quelques rapports, sachant que cette liste n'est pas exhaustive.

#### 4.31 Etude n°1 (21)

CHO G et CHEE W.

Apparent intrusion of natural teeth under an implant-supported prosthesis : a clinical report. J Prosthet Dent 1992;68:3-5.

En 1992, CHO G. et CHEE W. ont étudié l'utilisation de coiffes télescopiques scellées sur dents naturelles, afin d'unir ces piliers naturels à des implants.

Le patient retenu souhaite une réhabilitation par prothèse fixée, car il est sujet à un fort réflexe nauséux empêchant la réalisation d'un appareil amovible.

Les seules dents restantes sont :

- Les canines, incisives latérales et incisive centrale gauche au maxillaire
- La première prémolaire gauche, la canine droite et la deuxième prémolaire droite à la mandibule.

Un implant a été placé dans chaque cadran postérieur du maxillaire, servant ainsi d'ancrage, avec les dents naturelles résiduelles, à la prothèse fixée.

Six implants ont été mis en place à la mandibule, avec la distribution suivante : deux implants dans la partie distale gauche de la mandibule, deux antérieurement et les deux autres dans la branche horizontale droite de la mandibule.

Les dents naturelles restantes ont été préparées pour recevoir des coiffes télescopiques en or. Les reconstructions prothétiques ont relié dents et implants par l'intermédiaire d'attachements non-rigides de semi-précision.

Le patient est suivi tous les mois afin d'évaluer le comportement de l'ensemble prothétique, à l'aide de radiographies.

Au 5<sup>ème</sup> mois, une anomalie est notée entre la coiffe de la 43 et la structure prothétique et confirmée par la radiographie. La canine a souffert d'une intrusion entraînant l'échec de la reconstruction. La raison de cette intrusion est inconnue et sera la seule de cette étude.

Cependant, la différence de mobilité et de répartition des charges représente, selon les auteurs, un problème majeur dans la réalisation de prothèse à appui mixte.

Cette étude ne présente malheureusement pas de suivi à long terme et n'a pas cherché de plus amples explications à cet échec, mais elle nous offre une illustration clinique du risque d'intrusion.

#### 4.32 *Etude n°2* (65)

**RIEDER C et PAREL S.**

A survey of natural tooth abutment with implant-connected fixed partial dentures. Int J Periodont Rest Dent 1993;13:334-347.

En 1993, RIEDER C et PAREL S., mènent une enquête pour recueillir des informations sur le phénomène de l'ingression de piliers naturels dans le cas de prothèses fixées à appui mixte (implanto-dentaire).

L'objectif de cette enquête est de déterminer d'une façon générale, ce que les praticiens ont pu observer par leur expérience en matière de prothèse fixée à appui mixte, dentaire et implantaire.

Sur 110 questionnaires distribués au hasard, 45 sont revenus. Les réponses sont divisées en deux groupes pour l'analyse : les praticiens qui ont observé l'ingression (groupe A, 31 réponses), et ceux qui ne l'ont pas observée (groupe B, 14 réponses). Bien que l'enquête fasse appel à des spécialistes et des généralistes, seules les réponses des praticiens de dentisterie

restauratrice sont retenus pour éviter le risque de considérer plusieurs fois la même population de patients.

### Résultats

Les réponses du groupe A ainsi que celles de l'ensemble des deux groupes semblent indiquer que l'occurrence de la migration apicale de dents naturelles, piliers de bridge à appui mixte, est perçue en fonction de l'expérience du praticien.

Le pourcentage d'ingression observée est faible pour ceux qui ont réalisé au moins 100 bridges de ce type ; il est en moyenne de l'ordre de 3 %. Par contre, ce taux est curieusement plus élevé pour les praticiens dont l'expérience est plus limitée dans ce domaine, soit plus de 40 % du groupe A.

Il est donc difficile de tirer des conclusions de ces données à propos de l'expérience comme facteur d'influence. Peut-être ceux qui ont dès le début observé le retrait des dents sous les restaurations ont-ils abandonné cette méthode après n'avoir réalisé que quelques prothèses.

Cinq possibilités de liaison ont été proposées dans le questionnaire pour tenter de cerner si un mode de liaison spécifique pouvait influencer sur la migration apicale : attachement de semi-précision, attachement de précision, liaison rigide soudée, liaison par T-bloc, liaison par coiffe télescopique. Parmi ceux qui n'ont pas observé d'ingression, il n'y avait pas d'utilisateur d'un type prédominant de liaison. Ceux qui ont observé l'ingression ont une forte préférence pour un attachement de semi-précision ou pour un système télescopique avec chape et suprastructure. Cependant, l'ingression est observée avec les 5 systèmes de liaison proposées.

A l'arcade maxillaire, les dents antérieures et les prémolaires sont celles qui s'ingressent principalement. A la mandibule, l'ingression prédomine chez les prémolaires qui sont identifiées deux fois plus souvent que n'importe quelle autre dent.

Ni une atteinte parodontale préexistante, ni le bruxisme ne sont régulièrement mis en évidence comme spécifiquement responsables de l'ingression.

La maladie parodontale avancée est constatée dans un tiers à peine des cas rapportés, tandis que dans les autres cas, la relation entre ingression et maladie est variée et irrégulière. L'activité parafunctionnelle, le bruxisme en particulier, est signalée dans environ la moitié des cas d'ingression, mais il n'est apparemment pas remarqué chez le reste des patients.

Les praticiens ayant répondu au questionnaire pensent généralement que l'ingression est irréversible. Diverses suggestions ont été faites pour inverser le processus, telles que : nettoyage des systèmes de liaison, désolidarisation des jonctions soudées, ajustement occlusal, modification des contours des chapes. Certaines de ces solutions ont réussi à inverser l'ingression ou tout au moins à la stopper.

La plupart des observations montrent que l'ingression se produit dans la première année de mise en charge. Les variations dans le mode de vérifications périodiques peuvent expliquer les constatations d'ingression au-delà d'une année. Pratiquement, tous les systèmes télescopiques ont été scellés avec un ciment provisoire. Le degré d'ingression est régulièrement de l'ordre de 2 mm en moyenne bien que, dans un cas, on rapporte un décalage par enfoncement de 12 mm sous le plan d'occlusion.

Un certain nombre de mécanismes d'ingression sont évoqués, mais 4 catégories de facteurs semblent responsables d'après les praticiens ayant répondu à l'enquête ; ce sont :

### **1- Atrophie hypofonctionnelle.**

Le débat est ouvert pour savoir si cette atrophie est possible dans le cas de restauration à appui mixte. De nombreux praticiens le pensent. Il y aurait rétraction d'un complexe desmodontal non stimulé, comme cela est rapporté d'après des études sur l'animal, mais rarement mentionné à propos de l'homme.

La rigidité de la suprastructure, en particulier dans le cas de coiffe télescope qui intègre des dents naturelles, peut suffire à limiter les stimuli et créer une éventuelle situation de sous-fonction.

### **2- Bourrage de débris.**

Les praticiens ont avancé l'idée que l'emprisonnement de particules alimentaires ou d'autres débris dans le hiatus du système de liaison pouvait être responsable du démarrage de l'ingression avec renforcement cyclique du phénomène par augmentation de l'épaisseur des débris accumulés.

### 3- Mémoire altérée de l'élasticité ligamentaire.

Les praticiens ont émis l'hypothèse que l'ingression d'un pilier pouvait résulter des stress répétés de l'occlusion. Il est possible, d'après les participants à l'enquête, que le raccordement d'une structure prothétique à des implants rigides altère ou bride la mémoire de rebond de la dent.

### 4- Liaison mécanique.

Dans les attachements de précision ou de semi-précision, il peut y avoir une jonction étroite des parois de l'attachement qui bloque mécaniquement le rebond naturel de la dent après un contact occlusal d'enfoncement, en particulier lorsque le trajet d'insertion est différent de l'axe longitudinal de la dent. Cela vaudrait raisonnablement pour expliquer le décalage d'un attachement aux deux parties initialement au même niveau, mais ne s'appliquerait pas à ce que l'on observe dans le cas d'un système télescopique.

### En résumé,

La migration apicale semble se produire de façon relativement aléatoire sans qu'on puisse lui donner une seule explication, mécanique ou biologique, applicable aux expériences rapportées dans cette enquête. Les taux d'occurrence du phénomène paraissent liés à l'expérience prothétique des praticiens, ce qui rend ces chiffres sujets à interprétation et qui donne peu de crédit à cette observation.

Il ne fait pas de doute que l'ingression des piliers naturels se produit n'importe où dans la bouche et n'est pas spécifiquement liée au type d'attachement. Le déplacement est faible certes, mais significatif, et il est généralement irréversible. L'état de santé parodontal et les habitudes parafunctionnelles interviennent peut-être, mais ne sauraient être considérées comme les seuls coupables.

La cause de l'ingression est sans doute plurifactorielle et varie d'un cas à l'autre.

Ainsi, face à ces nombreux cas d'échecs, les praticiens sont méfiants quant à la connexion de dents et d'implants au sein d'une même prothèse et préconisent d'isoler les dents naturelles de la reconstruction à chaque fois que cela est possible.

4.33 Etude n°3 (70)

**SHEETS C et EARTHMAN J.**

Natural tooth intrusion and reversal in implant-assisted prosthesis : evidence of and a hypothesis for the occurrence. J Prosthet Dent 1993 ;70:513-520.

En 1993, SHEETS C. et EARTHMAN J. rapportent les résultats de cas d'intrusions dentaires lors de connexions dento-implantaires, mais surtout de phénomènes réversibles de cette intrusion observés chez 2 patients.

**Patient 1**

Une femme de 66 ans a été envoyée chez son dentiste, par son médecin généraliste pour un bilan dentaire. A l'examen, les auteurs ont noté l'absence de plusieurs dents : 3<sup>ème</sup> molaire droite, 2<sup>ème</sup> prémolaire droite, 1<sup>ère</sup> prémolaire droite, canine droite, 1<sup>ère</sup> prémolaire gauche, 1<sup>ère</sup> molaire et 3<sup>ème</sup> molaires gauche au maxillaire et 3<sup>ème</sup> molaire, 1<sup>ère</sup> molaire, 2<sup>ème</sup> prémolaire gauches et 3<sup>ème</sup> molaire droite, à la mandibule.

Les traitements conservateurs ont été réalisés et des implants « SteriOSS » ont été placés au maxillaire afin de remplacer la 2<sup>ème</sup> prémolaire droite et la canine. Une prothèse partielle fixe a été réalisée s'appuyant sur la 2<sup>ème</sup> molaire droite, l'implant et l'incisive latérale gauche. Dix mois après la mise en charge des implants, les auteurs ont noté l'intrusion de l'incisive latérale droite. A l'analyse radiographique, l'intrusion était de 1.5 mm et un descellement de la couronne pouvait être mise en évidence sur cette dent, ainsi que sur l'incisive centrale droite et l'incisive latérale gauche.

La suprastructure prothétique a été démontée et nettoyée. Aucune infiltration de ciment n'apparaissait dans le sulcus, ni de rétention alimentaire.

Un traitement parodontal de la dent intrusée a été réalisé, avec irrigation sulculaire avant de remettre la suprastructure prothétique sur ces mêmes piliers. Le patient est retourné toutes les semaines pour un suivi régulier. Au bout de 2 semaines, une amélioration était évidente et à l'issue de 4 semaines de traitement, le phénomène d'intrusion s'était complètement résorbé.

**Patient 2**

Un homme de 68 ans consulte pour une réhabilitation prothétique. Quelques dents sont absentes : la 3<sup>ème</sup> molaire droite, la 1<sup>ère</sup> molaire et 3<sup>ème</sup> molaire gauches au maxillaire et la 3<sup>ème</sup>

molaire, 1<sup>ère</sup> molaire, 2<sup>ème</sup> prémolaire et 1<sup>ère</sup> prémolaire gauches ainsi que la 3<sup>ème</sup> molaire droite, à la mandibule.

La réhabilitation prothétique passe par la pose d'implants dans le secteur molaire et prémolaire gauche à la mandibule. Une prothèse partielle fixe est réalisée s'appuyant sur la 2<sup>ème</sup> molaire gauche, les 2 implants jusqu'à la canine gauche.

Huit mois après la pose de la suprastructure, des signes d'intrusion de la partie mésiale de la 2<sup>ème</sup> molaire et de la partie distale de la canine sont mis en évidence. Un soin parodontal a été réalisé, sans déposer la prothèse. Les auteurs ont pu observer, 16 mois après, un retour à la normale de la canine tandis que l'intrusion de la molaire avait progressé jusqu'à 4 mm. La suprastructure prothétique a été démonté et des rétentions alimentaires ont été mises en évidence. Dans ce cas, la suprasrtucture prothétique a du être refaite.

Cette étude n'a aucune valeur de preuve du phénomène réversible de l'intrusion mais permettait juste d'illustrer quelques causes d'intrusion des piliers naturels.

#### 4.34 *Etude n°4* (20)

CHEE W et CHO G.

A rationale for not connecting implants to teeth. J Prosthodont 1997;6:7-10.

En 1997, CHEE W et CHO G. rapportent un cas de connexion dent-implant chez un patient à qui il manquait l'incisive centrale maxillaire gauche. Le patient ne souhaitait pas un bridge conventionnel, car cette option nécessitait la dévitalisation de plusieurs dents adjacentes.

#### **Matériels et méthodes**

Un implant GUGA (« Implant Innovations », Floride) est placé à la place de l'incisive maxillaire gauche. Le positionnement du pilier s'est avéré trop palatin entraînant une mauvaise répartition des charges. Les praticiens ont alors pris la décision de connecter la supra-structure prothétique implantaire à une couronne scellée sur l'incisive centrale maxillaire droite. L'attachement utilisé est un attachement de semi-précision. Les praticiens espéraient ainsi, répartir les charges sur les 2 piliers, dentaire et implantaire.

Le patient a été suivi régulièrement, tous les 6 mois.

### **Résultats**

Au bout de 2 ans, les auteurs ont noté l'intrusion de la dent naturelle, qui n'était donc plus en occlusion avec les dents antagonistes. Le pilier implantaire ne présentait aucune mobilité, ni déplacement.

La supra-structure prothétique implantaire a été démontée afin d'évaluer la mobilité de la dent. Cette dernière présentait, en effet, une mobilité accrue et une perte du niveau osseux ainsi qu'une récession des tissus mous. Un traitement parodontal a été mis en place pendant 4 mois afin de tenter la sauvegarde de la dent naturelle. A l'issue de ce traitement, la mobilité a régressé permettant de conserver la dent.

Une reconstruction supra-implantaire unitaire a été envisagée afin de ne pas engendrer de récurrence.

La cause de l'intrusion n'a pas été clairement établie, mais les auteurs soupçonnent une infiltration de débris alimentaires sous l'ensemble prothétique, mais surtout une friction trop importante entre les 2 parties de l'attachement de semi-précision.

### **En conclusion,**

L'échec de cette situation clinique montre que la connexion dent-implant au sein d'une même structure prothétique n'est pas une option thérapeutique de premier ordre, selon les auteurs. Il semble évident que la différence de mobilité entre les 2 éléments est un obstacle à une telle connexion.

#### *4.35 Etude n°5 (34)*

**GARCIA L et OESTERLE L.**

Natural tooth intrusion phenomenon with implants : a survey. Int J Oral Implants  
1998;13 :227-231.

En 1998, GARCIA L. et OESTERLE L. ont réalisé une enquête auprès des membres de la faculté d'odontologie du Colorado à propos de l'intrusion dentaire observée ou non, lors de connexion dent-implant.

Le but de cette investigation était d'essayer de trouver une corrélation entre le phénomène d'intrusion dentaire et le type d'attachement entre les piliers dentaire et implantaire.

Une lettre d'appel a été envoyée à 2384 membres de l'université. Seulement 775 membres ont répondu, ceux qui avaient déjà observés des prothèses à appui mixte et donc susceptibles de pouvoir répondre à l'enquête.

Sept questions ont été posées et les résultats furent analysés par un statisticien, afin d'avoir un compte rendu précis de l'étude.

**Question n°1 : Avez-vous réalisé ou vu des patients avec des prothèses à appui mixte ?**

Ont répondu 774 personnes dont : 644(83%) ont dit oui  
130(17%) ont dit non

**Question n°2 : Avez-vous observé le phénomène d'intrusion dentaire chez ces patients porteurs de prothèse à appui mixte ?**

Ont répondu 722 praticiens dont 344 ont affirmé avoir observé ce phénomène  
380 ne l'ont pas rencontré.

Un praticien a précisé que l'intrusion survenait dans 25% de ces conceptions prothétiques, et pour un autre dans 33% des cas.

**Question n°3 : Quel type d'attachement était utilisé lors de la connexion ?**

Ont répondu 865 praticiens.

La majorité(377, 44%) ont observé des **attachements non rigides**.

Pour 303(35%) praticiens, ils s'agissait de **connexion rigide**.

Dans d'autre cas, les praticiens ont utilisé des **attachements non rigides vissés**(90, 10%) ou encore des **coiffes télescopiques** sur piliers naturels(95, 11%)

**Question n°4 : Sur quel système d'implant avez-vous observé une intrusion ?**

Ont répondu 564 praticiens.

Presque la moitié(279, 49%), l'ont vue sur des implants *Bränemark* .

Suivent ensuite le système *Calcitek*(64, 11%), le système *IMZ* avec *IME/IMC*(52, 9%), le système *Dentsply*(46, 8%), le système *IMZ* sans *IME/IMC*(41, 7%), système *Sterios*(39, 7%), *ITI* système(13, 2%) et enfin le système *Sustain*(1, 0,2%).

D'autre réponses, 29(5%), se dispersent parmi les systèmes *Core-Vent*, *Implamed* système.

**Question n°6 : Comment avez-vous mis en évidence l'intrusion du pilier dentaire ?**

Sur 560 réponses, la majorité(213, 38%) ont observé une disjonction entre la partie mâle et femelle de l'attachement.

Suivent, dans 27%(149) des cas, un descellement des couronnes et pour 22%(126) des praticiens une modification du plan occlusal.

Les derniers (13%) ont détecté l'intrusion par analyse radiographique, après avoir remarqué une mobilité du pilier en bouche, ou une fracture.

**Question n°7 : Pouvez-vous apporter quelques commentaires à cette étude ?**

Très peu de réponses correspondaient réellement au sujet, mais celles qui s'y rapportaient(94) suggéraient de ne pas utiliser de connexions entre une dent naturelle et un implant lors de réhabilitation prothétique.

**En résumé,**

Le taux de réponse de 32,5% peut être considéré comme statistiquement satisfaisant.

Ce questionnaire avait pour but de déterminer la prévalence de l'intrusion dentaire ; ce dernier met en évidence qu'il se produit dans 3,5% des situations.

Les résultats montrent que ce phénomène survient aussi bien avec des connexions rigides qu'avec des connexions non rigides et empêchent donc de conclure sur une quelconque corrélation entre intrusion et type d'attachement.

Cependant, ces résultats amènent à réfléchir sur le choix de conception de la prothèse.

*4.36 Etude n°6 (56)*

**NAERT I, DUYCK J, HOSNY M et VAN STEENBERGHE D.**

Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients. Clin Oral Implants Res 2001;12 :237-244.

En 2001, NAERT IE, DUYCK JAJ, HOSNY MMF, VAN STEENBERGHE D. rapportent les résultats d'une étude sur la connexion dent-implant. Ils ont effectué une évaluation clinique sur 15 ans afin de comparer le devenir à long terme de 2 options

thérapeutiques : prothèse partielle fixe sur implants uniquement (PIP) ou mixte implants-dents (PM).

En effet, le traitement des patients partiellement édentés à l'aide d'implants est une option de plus en plus utilisée dans certaines situations anatomiques défavorables empêchant la mise en place d'implants en nombre suffisant. La connexion des implants et des dents voisines a été préconisée par ERICSSON et coll. (29) en 1986, alors que d'autres la déconseillent (PESUN, 1999 (61)).

Au cours de leur étude, NAERT et Coll. ont noté les taux de succès, les complications mécaniques et dentaires, ainsi que les intrusions dentaires. L'évaluation radiographique du niveau osseux marginal fait l'objet d'un second article.

### **Matériel et méthodes**

Sur 133 patients traités entre janvier 1983 et juillet 1998 à l'aide de prothèses mixtes, 123 patients qui présentaient des dossiers de suivi entièrement renseignés ont été retenus.

Cette étude compare 2 groupes de 123 patients sur 15 ans, traités avec des implants *Brånemark*.

Chez 123 patients, 339 implants ont été connectés à 313 dents à l'aide d'une prothèse partielle fixée (groupe test) et suivis sur 15 ans.

Un autre groupe (groupe témoin), sélectionné *ad random*, de 123 personnes présentent 329 implants qui ont été connectés les uns aux autres à l'aide de 123 prothèses partielles fixées et ont été suivies sur 15 ans.

Dans 80% des cas, une prothèse provisoire est utilisée 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 expérimenté.

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 symptômes d'infection et de douleur. 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.

### **Résultats**

Les taux de succès cumulatifs à 15 ans sont de 94,9% pour le groupe test et de 98,4% pour le groupe témoin, sans différence significative entre les deux groupes.

Dans le groupe test, des lésions péri apicales (3,5%), des fractures dentaires (0,6%) et des avulsions dentaires (1,8%) dues à d'importantes caries ou parodontites ont été observées, ainsi que des intrusions dentaires (3,4%) et des problèmes de descellement de la couronne (8%).

Une fracture de l'armature s'est produite chez trois patients.

Dans le groupe contrôle, seuls 2 piliers se sont fracturés.

### **En conclusion**

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 qu'avec les bridges uniquement supportés par des implants.

Ceci doit inciter les praticiens à éviter les connexions dents-implants et qu'il convient donc, de favoriser les prothèses implanto-portées sans liaison avec les dents voisines.

L'évaluation radiographique a fait l'objet d'un second compte rendu au cours de cette étude. Elle est réalisée avec un long cône selon la technique des axes parallèles.

Les radiographies sont prises le jour de la connexion du pilier puis à 3, 6, 12, 24 et 36 mois et ensuite tous les trois ans.

Le niveau de référence est enregistré en mésial et en distal le jour de la connexion du pilier.

Les radiographies sont analysées à grossissement 4 par un examinateur indépendant.

### **Résultats**

Sur les six premiers mois, l'évolution des niveaux osseux est similaire dans tous les groupes. Par contre, des différences sont observées sur les valeurs moyenne de pertes osseuses annuelles après 6 mois.

Le groupe de prothèses non reliées aux implants 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.

**En résumé.**

La perte osseuse est plus importante autour des implants dont la prothèse est reliée aux dents voisines et ceci surtout pour les liaisons rigides ou multiples.

L'absence de connexion dent-implant est recommandée lors de la conception d'une prothèse sur implants, selon les auteurs et les résultats qu'ils ont obtenus.

4.37 Etude n°7 (12)

**BLOCK M, LIRETTE D, GARDINER D et coll.**

Prospective evaluation of implants connected to teeth. Int J Oral Maxillofac Implants

2002;17:473-487.

De nombreux praticiens se sont penchés sur le devenir des dents et des implants lorsqu'ils étaient liés entre eux. Les auteurs ont comparé les résultats en fonction de la connexion rigide ou non rigide des piliers.

L'objectif primordial de cette étude est de comparer et de mettre en évidence la perte osseuse péri dentaire d'une part, et péri-implantaire d'autre part dans le cadre de la connexion à appui mixte.

Les autres objectifs sont :

- d'évaluer la mobilité dentaire et implantaire
- de comparer le taux de succès des attachements rigides et non rigides
- de définir s'il existe une corrélation entre les modifications tissulaires, autour des implants et des dents, et les pertes osseuses ainsi que la mobilité
- de déterminer le taux d'intrusion dentaire
- de comparer, en fonction des méthodes, les réparations nécessaires au cours du suivi.

**Matériel et méthodes**

Trente patients ont été retenus pour cette étude, 10 hommes et 20 femmes.

Ils présentaient tous une édentation bilatérale postérieure.

Ces patients étaient tous en bonne santé, sans problème d'ostéoporose et n'ayant subi aucun traitement de radiothérapie ou chimiothérapie auparavant.

Tous étaient d'accord pour accepter un suivi régulier, à long terme.

Chaque patient a reçu 2 implants, 1 de chaque côté de la mandibule ; les restaurations ont consisté en une prothèse partielle fixe, de 3 éléments, prenant appui, d'un côté, sur l'implant et, de l'autre, sur une dent. D'un côté, les restaurations présentaient des attachements rigides et de l'autre, des attachements non rigides. La répartition a été faite par randomisation, par un statisticien. Les 2 systèmes d'attache, rigide et non rigide, ont été vissés aux implants tandis que les couronnes sur piliers naturelles ont été scellées .

Pour les *attachements rigides*, des coiffes télescopiques ont été réalisées pour les piliers naturels. Ces dernières étaient scellées de façon permanente à la dent, tandis que la couronne de recouvrement était scellée temporairement.

Pour les *attachements non rigides*, une couronne a été réalisée sur la dent naturelle et scellée temporairement. Cette couronne présentait un attachement de précision, attachement *Beyeler*.

La couronne supra-implantaire a été vissée au pilier par une vis occlusale.

Chaque patient a été examiné au moment de la pose du bridge et, ensuite tous les 6 mois pendant 5 ans. Les implants et les dents étaient examinés individuellement.

### **Résultats**

Selon les résultats de cette étude, dont le point le plus important était l'évaluation de la perte osseuse, aucune différence significative de niveau osseux n'a été mise en évidence autour des implants, qu'ils soient connectés de manière rigide ou non à la dent. Par contre, la dent reliée rigidement à l'implant présente une perte osseuse beaucoup plus importante que la liaison non rigide.

D'autre part, les auteurs ont remarqué que les dents ayant subi, au préalable, un traitement canalaire se fracturaient plus que les dents vitales. Les seules dents perdues, au cours de cette étude, se sont avérées être les dents dévitalisées.

Les mesures répétées n'ont pas montré de mobilité des piliers dentaires et implantaires.

L'intrusion dentaire a été mise en évidence de nombreuses fois : 66 % d'intrusions dans le groupe des attachements non rigides, et 44 % dans le cas de connexions rigides. Dans la plupart des situations, l'intrusion du pilier naturel a conduit à la perte de la suprastructure prothétique.

Enfin, les auteurs ont remarqué qu'il y a avait plus de « maintenance » pour les attachements non rigides, ce qui peut guider pour le choix thérapeutique.

### **En conclusion**

La plupart des patients étaient satisfaits du confort des reconstructions prothétiques. Une petite difficulté à mastiquer, au début, s'est fait ressentir dans 10 à 15 % des cas mais, cette gêne s'est rapidement estompée. Moins de 1 % ont présenté une inflammation chronique entraînant l'inconfort des prothèses.

Cependant, malgré les résultats positifs ressentis par les patients, le fort pourcentage d'intrusion dentaires noté au cours de l'étude suggère d'éviter une connexion entre piliers implantaires et naturels. Ce phénomène entraîne, souvent, la perte totale de la prothèse. Les praticiens devront alors bien réfléchir avant de s'engager sur de terrain et mettre en garde les patients contre les risques éventuels.

## **4.4 Etudes favorables à la connexion dent/implant**

### **4.41 Etude n°1 (29)**

**ERICSSON I, LEKHOLM U, BRANEMARK PI et coll.**

A clinical evaluation of fixed-bridge restorations supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants. J Clin Periodontol 1986;13:307-312.

En 1986, ERICSSON et Coll. rendent compte des résultats obtenus en combinant des piliers ostéo-intégrés en titane et des dents piliers dans la construction de bridges inamovibles chez 10 patients partiellement édentés.

### **Matériels et méthodes**

Dix patients ont été retenus pour cette étude, 7 femmes et 3 hommes.

Chez ces patients, les dents restantes étaient trop peu nombreuses, ou bien leur répartition sur la mâchoire était trop défavorable pour qu'elles puissent seules servir de piliers pour des bridges inamovibles. Des ancrages en titane, suivant la méthode de Bränemark, ont par conséquent été implantés à des positions adéquates et ont servi de piliers conjointement avec les dents restantes.

Dans 6 cas, les piliers dentaires et implantaire ont été connectés de manière rigide(bridge type A) alors que pour les 4 autres situations, des attachements de type *Boos* ont été utilisés(bridge type B). Les bridges de type B ont été choisis lorsque les dents présentaient une certaine mobilité.

Un suivi régulier, tous les 6 mois, sur une période de 30 mois a été mis en œuvre afin d'étudier des paramètres précis : hygiène orale, gingivite, profondeur des poches péri-dentaires et péri-implantaires, niveau osseux.

### Résultats

Les 10 patients traités semblaient satisfaits, d'un point de vue esthétique et fonctionnel, de la réhabilitation prothétique.

Le maintien de l'hygiène était satisfaisant car la présence de plaque n'était pas plus importante autour des implants qu'aux collets des dents naturelles.

La profondeur des poches péri-implantaires étaient en moyenne de 3.3 mm et stable tout au long du suivi. La profondeur des poches péri-dentaires étaient de 2.3 mm.

Une résorption osseuse a été observée autour de chaque implant, mais la perte osseuse n'excédait pas 1 mm ; aucune résorption osseuse n'a été mise en évidence autour des piliers naturels.

La perte d'un pilier naturel s'est produite chez un seul patient, sans pouvoir mettre en avant une cause particulière.

### En conclusion

Les résultats obtenus au cours de cette étude sont satisfaisants sur le plan fonctionnel, esthétique et prothétique. La connexion des piliers dentaire et implantaire semble donc, ici, une option thérapeutique à envisager dans les réhabilitations prothétiques de patients partiellement édentés. Cependant, en raison du court temps d'observation (6-30 mois) et le faible nombre de patients traités (10 patients), on ne peut pas faire de recommandations sûres et précises quant à ce type de reconstructions prothétiques mixtes. Une observation à long terme de nombreux patients serait nécessaire.

4.42 Etude n°2 (6)

**BALSHI JT.**

Cas clinique d'une édentation encastrée : reconstitution implanto-portée.

Rev Int parodont Dent Res 1992;12:351-357.

En 1992, BALSHI T. relate un de ces cas cliniques au cours duquel il a connecté dents et implants chez un patient de 59 ans. Ce patient, en excellente santé, manifeste une grande réticence à l'idée de remplacer les dents manquantes par une prothèse partielle amovible. En fait, on peut constater l'absence de dents dans les quatre quadrants, la région postérieure mandibulaire droite comportant un bridge défectueux.

L'examen radiographique confirme la nécessité de remplacer ce bridge ainsi que les autres dents absentes. La procidence du sinus contre-indique la mise en place de plusieurs implants dans la région de la deuxième prémolaire et de la première molaire. L'os semble exister en quantité suffisante au niveau de la tubérosité. Le plan de traitement prévoit une prothèse fixée remplaçant la deuxième prémolaire, la première et la deuxième molaire, et s'appuyant, d'une part, sur un implant en titane placé dans l'os tubérositaire, d'autre part, sur la première prémolaire.

Une prothèse partielle amovible est réalisée en résine acrylique que le patient porte pour remplacer les molaires et la prémolaire absentes ce qui ne fait que confirmer son aversion pour ce type de prothèse. Après la mise en place des implants, un délai de six mois pour l'ostéo-intégration et pour la cicatrisation est respecté ; la deuxième étape chirurgicale est menée à bien, sans problèmes.

Une coiffe télescopique est réalisée sur la première prémolaire et scellée avec un ciment à l'oxyphosphate de zinc. Cette coiffe comporte une extension extracoronaire distale dans laquelle viendra se loger une vis en titane. La suprastructure prothétique est placée sur les moignons avec un ciment au silicone (*Trial cement*).

L'utilisation d'un seul implant postérieur comme moyen d'appui et d'ancrage d'une prothèse fixée est une méthode valable de traitement d'une édentation partielle du maxillaire dans le cas où la cavité du sinus s'oppose à l'implantation de plusieurs implants.

Les forces occlusales doivent être orientées de façon axiale sur la prothèse et sur les piliers. Les études cliniques montrent que si une dent antérieure sert de pilier de bridge,

elle doit être parodontalement saine et ne présenter aucune mobilité pour être reliée de façon rigide à des éléments pontiques.

Les auteurs ont noté un bon comportement de l'implant et une réponse normale des tissus mous chez ce patient, tout comme chez 30 autres patients traités de la même manière avec des prothèses fixées entre autres sur des implants tubérositaires et en fonction depuis des durées allant de 6 mois à 3 ans.

Cette étude, en raison de ce résultat isolé, ne permet pas d'établir des recommandations pour ce type de reconstruction prothétique mais permet d'illustrer une situation où cette réhabilitation est à considérer de façon à satisfaire le patient.

#### 4.43 Etude n°3 (58)

OLSSON M, GUNNE J, ASTRAND P et BORG K.

Bridges supported by free-standing implants versus bridges supported by tooth and implant : a five-year prospective study. Clin Oral Implants Res 1995;6 :114-121.

En 1995, OLSSON M., GUNNE J., ASTRAND P. et BORG K. rapportent les résultats d'une étude menée entre Juin 1984 et Décembre 1986. Le but de cette étude était de comparer le devenir des bridges supportés uniquement par des implants contre ceux à appuis mixtes. Les auteurs présentent les données de cinq années d'étude post-chirurgicale.

#### Matériels et méthodes

Le groupe d'étude comprenait 23 patients avec une moyenne d'âge de 58 ans, avec une édentation de classe I, dans la classification de Kennedy Applegate, à la mandibule et une prothèse totale amovible maxillaire.

Les 23 patients ont reçu des implants Bränemark dans chaque quadrant mandibulaire. Un côté choisi au hasard a été réhabilité avec un bridge fixé entre la dent la plus distale et un implant (bridge type I), tandis que l'autre site recevait un bridge fixé exclusivement par deux implants (bridge type II). Les bridges de type I présentaient un attachement de précision, maintenu grâce à une vis en or horizontale. Cette construction a été utilisée afin de déposer le bridge pour examiner les mobilités dentaire et implantaire.

Les patients furent examinés lors de la pose des bridges, 6 mois après et tous les ans pendant 5 ans.

Plusieurs paramètres ont été enregistrés :

- stabilité implantaire
- stabilité du bridge
- mobilité dentaire
- niveau osseux
- réactions tissulaires ( accumulation de plaque, gingivite, profondeur des poches)
- complications techniques

### **Résultats**

Sur 69 implants posés initialement, 61 ( 88%) se sont avérés stables pendant les 5 années de suivi. Un implant a été remplacé, 4 ont été perdus dans les 6 mois qui ont suivi la mise en charge et 3 autres après 18 mois. Cinq implants ( sur 46) furent perdus parmi les bridges de type I et II ( sur 23) parmi les bridges de type II.

Au bout de 5 ans, 87 % des bridges donnaient entière satisfaction. Quatre bridges de type I et deux bridges de type II ont échoué, ce qui donne une stabilité des bridges, sur 5 ans, de 83 % et 91 % respectivement.

Les piliers naturels présentaient, au terme de l'étude, une mobilité physiologique normale.

Les pertes osseuses ont été faibles pendant les 5 ans. En moyenne, les pertes osseuses étaient de 0.1-0.3 mm, sans différence significative entre le niveau osseux des côtés mésial et distal de l'implant, ni entre le niveau osseux entre les implants supportant les bridges de type I et ceux supportant les bridges de type II.

La profondeur des poches péri-implantaire et péri-dentaire n'a pas augmenté au cours de l'étude.

Quelques complications mécaniques sont survenues au bout de 4 et 5 ans. Une vis horizontale en or s'est fracturée, une détruite au moment de déposer le bridge et une indémontable lors d'une autre dépose de bridge. Une fracture du matériau occlusale a été observée dans un cas.

### **En conclusion**

Après 5 ans de mise en fonction, aucun risque important de perte d'implants, ni de fracture prothétique n'a été démontré dans ces situations de connexions dento-implantaires en comparaison avec des bridges supportés uniquement par des implants.

La liaison dent-implant n'engendre pas de résorption osseuse importante ni d'altérations des tissus mous environnants. Les complications mécaniques rencontrées ne sont pas plus fréquentes que celles rencontrées dans les cas de prothèse conventionnelle.

Ces résultats impliquent que cette option thérapeutique ne doit pas systématiquement être exclue de la démarche prothétique.

#### *4.44 Etude n°4 (33)*

**FUGAZZOTTO P, KIRSCH A, ACKERMANN KL et NEUENDORFF G.**

Implant/tooth-connected restorations utilizing screw-fixed attachments: a survey of 3 096 sites in function for 3 to 14 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:819-823.

FUGAZZOTTO P., KIRSCH A., ACKERMANN KL. et NEUENDORFF G. rapportent, en 1999, les résultats d'une étude sur la connexion dent-implant menée sur 14 ans. Le but de cette étude était de mettre en évidence le comportement, à long terme, de dents naturelles connectées à des piliers implantaires .

#### **Matériels et méthodes**

Dans cette étude, 843 patients ont été traités avec 1 206 prothèses à appui mixte utilisant 3096 attachements assurés par des vis en or.

Tous les implants placés étaient des systèmes IMZ, c'est-à-dire que les piliers implantaires comportaient tous un élément intra-mobile (IME).

Deux types d'attachements ont été utilisés pour connecter le pilier naturel au pilier implantaire : vis en or placée horizontalement (890) ou vis en or placée verticalement (2206).

La répartition des attachements s'est faite par randomisation.

Ces reconstructions prothétiques ont été placées entre Janvier 1985 et Octobre 1995. Aucune prothèse réalisée après Octobre 1995 n'a fait partie de l'étude, les auteurs pensant que le temps d'observation serait trop court jusqu'à la fin du suivi (1999).

Les patients ont été examinés au moment de la mise en charge des implants puis tous les 6 mois pendant 5 ans puis tous les ans. Les critères d'observation portaient sur le niveau osseux, la stabilité implantaire, la stabilité dentaire, l'absence d'inflammation des tissus mous et durs adjacents et plus particulièrement sur le phénomène d'intrusion dentaire.

L'intrusion était définie comme ayant eu lieu lorsque un ou deux phénomènes étaient observés : - déplacement apical de la portion occlusale reliée au pilier naturel  
- déplacement apical de l'ensemble prothétique.

### **Résultats**

Malheureusement, les auteurs ne détaillent pas les résultats obtenus en ce qui concerne le niveau osseux, l'inflammation des tissus ni la stabilité implantaire. Ce qui, en fonction des autres résultats, nous laisse penser qu'ils étaient satisfaisants.

A l'issue de cette étude, les auteurs ont noté que l'intrusion du pilier naturel s'était produite 9 fois, seulement. A chaque fois, ce phénomène a été observé dans des situations cliniques précises, à savoir :

- L'intrusion a eu lieu après la perte de la vis d'attachement et le patient n'est pas revenu au cabinet. Le temps écoulé depuis la dernière visite remontait à environ 16 mois.
- Même situation avec un délai plus important sans revenir au cabinet pendant 19 mois.

En effet, les auteurs ont noté 11 autres pertes des vis sans qu'il n'y ait d'intrusion à la suite, car les patients étaient revenus rapidement pour effectuer les visites de maintenance.

### **En conclusion**

Ce rapport, bien qu'imprécis, supporte l'idée que la connexion dent-implant est une option thérapeutique qu'il ne faut pas négliger. Elle met surtout l'accent sur le rôle du suivi et l'importance des délais entre les visites afin d'éviter une complication mécanique qui serait, selon les auteurs, la principale cause de l'intrusion du pilier naturel.

#### *4.45 Etude n°5 (37)*

**HOSNY M, DUYCK J, VAN STEENBERGHE D et NAERT I.**

Within-subject comparison between connected and non-connected tooth-to-implant fixed partial protheses: up to 14-year follow-up study. *Int J Prosthodont* 2000;13 :340-346.

En 2001, HOSNY M, DUYCK J, VAB STEENBERGHE D et NAERT I. fournissent le rapport d'une étude menée sur la comparaison de bridges à appuis mixtes et de bridges à piliers uniquement implantaires.

### **Matériels et méthodes**

Dix-huit patients (12 femmes, 6 hommes) ont participé à cette étude avec une moyenne d'âge de 49.5 ans. Les patients ont été sélectionnés selon des impératifs implantaire et de la possible mise en place de ces derniers, entre Janvier 1983 et Juin 1999 à la faculté d'odontologie de Leuven, en Belgique. Chaque patient a reçu les deux types de réhabilitation prothétique : d'un côté un bridge à appuis mixtes, de l'autre un bridge à appuis uniquement implantaires. La répartition était de 12 prothèses maxillaires et de 6 prothèses mandibulaires. Toutes les prothèses sur implants ont été vissées, de façon à conserver un accès facile au pilier en cas de problème. Les prothèses sur piliers naturels ont été scellées définitivement ou temporairement en fonction du type de préparation. Sept implants étaient connectés de manière rigide aux dents, 11 de façon non rigide. Une connexion non rigide signifie que dents et implants sont liés dans le plan horizontal, laissant une certaine liberté dans le plan vertical. La connexion rigide, quant à elle, ne permet pas de mouvement entre les deux. Les patients ont été suivis régulièrement, tous les 3 mois la première année puis tous les ans pendant 14 ans. Au moment de la mise en charge, et à chaque visite l'ostéo-intégration autour de chaque implant était vérifiée. L'échec de l'ostéo-intégration était caractérisé par :

- mobilité implantaire
- radioclarité autour du pilier implantaire
- douleurs ou suintement de l'implant.

Les autres paramètres surveillés régulièrement étaient :

- complications implantaires (fracture du pilier, fracture de la vis du pilier, fracture de la vis de connexion)
- complications prothétiques (fracture de l'élément intermédiaire, fracture coronaire)
- complications dentaires (lésion péri-apicale, fracture dentaire ou intrusion)

### **Résultats**

Aucune mobilité implantaire ou dentaire ne fut observée au cours de cette étude. Aucun implant ne fut perdu pour cause de fracture ou d'infection ; les auteurs n'ont pas mis en évidence de complications prothétiques ni de phénomène d'intrusion dentaire. Une lésion péri-apicale est survenue au cours des 6 premiers mois.

L'analyse du niveau osseux a donné de très bons résultats puisque au cours des 6 premiers mois, la perte osseuse moyenne était de 1.08 mm. Au bout de 6 mois, la perte moyenne annuelle était de 0.015 mm. De plus, ces résultats ont été observés de la même façon autour des implants et des dents, quelque soit le type de connexion des 2 piliers.

A l'issue de cette étude, les résultats prothétiques étaient identiques pour les 2 types de réhabilitation. La connexion dento-implantaire n'a pas engendré de perte osseuse plus importante que dans le cas de piliers uniquement implantaires.

Selon les auteurs, cette option thérapeutique peut s'avérer utile, et nécessaire, lorsque la pose de plusieurs implants est impossible pour des raisons anatomiques. La connexion permet alors d'éviter la mise en bouche d'une prothèse amovible que le patient ne peut pas toujours supporter.

#### 4.46 *Etude n°6* (45)

LINDH T, GUNNE J, BACK T et NYSTROM E.

Implant versus tooth-implant supported prostheses in the posterior maxilla: a 2-year report.

Clin Oral Implants Res 2001;12:441-449.

En 2001, T. LINDH et ses collaborateurs ont étudié le comportement de deux types de bridges : ceux à appuis implantaires et ceux à appuis mixtes, pendant 2 ans.

#### **Matériels et méthodes**

Dans cette étude comparative, 26 patients ont été retenus (15 femmes et 11 hommes, âgés de 49 à 84 ans). Ces patients présentaient une édentation maxillaire de classe I, dans la classification de Kennedy-Applegate et des conditions favorables à la pose d'implants dans le secteur postérieur maxillaire.

Ces patients ont été traités avec deux modèles différents de prothèse fixées partielles bilatérales au niveau du maxillaire postérieur. D'un côté, la reconstruction a été ancrée uniquement sur des implants tandis que du côté controlatéral, un implant et une dent ont été connectés.

Les patients ont été examinés le jour de la mise en charge des implants, puis à 3, 6, 12 et 24 mois. A chaque visite, les modifications des tissus durs et mous étaient notées ainsi que les éventuelles complications. Le niveau osseux a été mesuré grâce aux radiographies prises au

départ puis à 6, 12 et 24 mois. La perte osseuse fut considérée comme l'élément le plus important dans le succès de la reconstruction prothétique. Une variation de plus de 0.4 mm était une valeur de référence et marquait un début d'échec d'intégration.

### **Résultats**

Quatre-vingt-quinze implants ont été placés. Dix implants ont échoués : sept avant la mise en charge et trois dans les trois mois qui ont suivi celle-ci.

Les mesures précises de perte osseuse ont varié entre 0.25-0.28 mm pendant les 24 mois d'observation. La perte moyenne totale de hauteur osseuse marginale autour des implants était dans les limites acceptables mais plus prononcée au niveau des implants non associés aux dents. Aucune zone de résorption n'est apparue autour des piliers implantaires.

Les auteurs n'ont pas relevé de mobilité dentaire ni d'intrusion. Un pilier naturel a été perdu en raison d'une fracture.

Une légère modification des tissus mous est apparue autour des implants, se manifestant par une récession. Cette dernière concernait les implants les plus postérieurs où l'accès est plus difficile pour l'hygiène.

Quelques complications ont été répertoriées : une fracture d'un pilier naturel, deux coiffes, sur dents naturelles descellées, une fracture d'une vis d'un pilier implantaire, une fracture de l'ensemble prothétique, une surcharge occlusale.

### **En conclusion**

Ces résultats montrent que la prothèse à appuis mixtes peut être une option de traitement des patients partiellement édentés. La réponse des tissus environnants et le taux de succès implantaire indique que la liaison dent-implant n'engendre pas plus de complications que les bridges à piliers uniquement implantaire, dans ce cas présent.

Un tel choix ne doit cependant pas constituer la première option thérapeutique en raison du faible recul (2 ans) de cette étude, mais doit faire l'objet d'une réflexion dans le cas où la pose d'un nombre suffisant d'implants n'est pas possible.

4.47 Etude n°7 (14)

**BRAGGER U, AESCHLIMANN S, BURGİN W et coll.**

Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures on implants and teeth after four to five years of function. Clin Oral Implants Res 2001;12:26-34 .

En 2001, BRAGGER U, AESCHLIMANN S, BURGİN W, HAMMERLE C et LANG N. rapportent les résultats d'une étude qu'ils ont menée entre 1996 et 2001. Le but de cette étude a été de comparer la fréquence des complications biologiques et techniques avec des prothèses partielles fixées (PPF) sur des implants, dents et mixtes dents-implants durant quatre à cinq ans de mise en fonction.

**Matériels et méthodes**

Au total, 85 personnes ont été retenues pour cette étude, 53 femmes et 32 hommes. L'âge moyen des patients était de 56 ans. Tous les implant posés appartenaient au système implantaire *ITI*. Les patients ont été répartis en 3 groupes. Le groupe **I-I** ( PPF sur implants) comprenait 33 patients avec 40 PPF, le groupe **T-T** ( PPF sur dents) comprenait 40 patients avec 58 PPF, le groupe **I-T** ( mélange dents-implants) comprenait 15 patients avec 18 PPF. Cent-quarante-quatre piliers de bridge étaient des dents et 105 des implants. Le nombre moyen d'unités remplacées par PPF était de 3. Pour 26 piliers sur 105, la supra-structure prothétique était vissée alors que pour les 79 autres, elle était scellée.

Les patients ont été examinés lors de la mise en charge puis tous les 3 mois pendant 1 an puis tous les ans. Les paramètres suivants étaient notés : niveau osseux, mobilité dentaire, mobilité implantaire, fracture implantaire, fracture dentaire ou de la supra-structure prothétique.

**Résultats**

Des échecs complets aboutissant à la perte de la prothèse partielle fixe (PPF) ont été observés dans chaque groupe, 1 par groupe. Deux implants ont été perdus suite à une fracture du pilier, secondaire au développement d'une lésion osseuse, un appartenant au groupe **I-I** et l'autre au groupe **I-T**. Une dent s'est fracturée verticalement et une autre a été perdue suite au développement d'une parodontite ; les 2 dents appartenaient au groupe **T-T**.

Des complications biologiques ( paro-implantite) sont apparues dans 10 % des piliers implantaires. Les complications biologiques autour des dents sont apparus dans 12 % des cas.

Trois pour cent avaient des caries secondaires, 5 % des problèmes endodontiques et 4 % des problèmes parodontaux.

Dix des 32 patients avec un problème de santé générale ont été victime d'une complication biologique tandis que 9 patients sur 53 sans aucun problème de santé générale avaient une telle complication.

Les complications techniques ( fracture occlusale de la céramique, perte des vis occlusales) étaient associées au bruxisme. Six des patients qui bruxaient avaient une complication technique tandis que 13 des 75 non-bruxeurs avaient une telle complication.

### **En conclusion**

La connexion dento-implantaire ne semble donc pas engendrer plus de complications que les prothèses à appuis uniquement dentaires ou implantaire.

Après 4 ou 5 ans de mise en fonction, les résultats sont satisfaisants et les patients contents de la réhabilitation prothétique.

#### *4.48 Etude n°8 (41)*

**KINDBERG H, GUNNE J et KRONSTROM M.**

Tooth- and implants-supported prostheses: a retrospective clinical follow-up up to 8 years.

Int J Prosthodont 2001;14:575-581.

En 2001, KINDBERG H, GUNNE J et KRONSTROM M. rapportent les résultats d'une étude menée à la faculté d'odontologie de Skövde en Suède, entre 1989 et 1997. Le but de cette étude était d'évaluer le comportement clinique de prothèses partielles fixes à appuis mixtes ; les reconstructions variaient en taille et nombre de piliers, dentaire et implantaire, utilisés.

### **Matériels et méthodes**

L'étude incluait 36 patients, 20 hommes et 16 femmes avec une moyenne d'âge de 60.6 ans. Un nombre total de 115 implants a été placé, 75 au maxillaire et 40 à la mandibule. Tous les implants appartenaient au système Bränemark (Nobel Biocare).

D'autre part, 85 piliers naturels servaient d'ancrage, 50 au maxillaire et 35 à la mandibule. Sur ces 85 piliers, 60 ont été préparés pour recevoir des coiffes télescopiques, dont 45 destinées à être reliées aux implants par l'intermédiaire de vis verticales.

Les 36 patients ont reçu 41 prothèses partielles fixes avec un nombre différent de piliers. Vingt prothèses (49 %) ont été réalisées au maxillaire, 21 (51 %) à la mandibule.

Les reconstructions prothétiques allaient de 3 unités ( 1 implant, 1 dent, 1 élément intermédiaire) à des bridges complets (plusieurs piliers implantaire et dentaire). Tous les piliers naturels présentaient un parodonte sain, sans aucune mobilité.

Les connexions entre piliers naturels et implantaire étaient toutes rigides, sauf dans un cas où la liaison fut assurée par un attachement de précision « McCollum ».

La principale raison pour une réhabilitation prothétique implantaire était, pour les patients, une difficulté ressentie à la mastication et un refus de porter une prothèse amovible.

Les patients ont été examinés au moment de la pose des implants, de leur mise en charge puis tous les 6 mois pendant 1 an et enfin tous les ans jusqu'à 5 années de suivi. A chaque visite, les auteurs examinaient les tissus durs et mous environnant les piliers, la stabilité de la prothèse et les éventuelles interférences occlusales. Le niveau osseux était mesuré à l'aide de radiographies intraorales prises régulièrement.

### **Résultats**

Au total, 9 implants maxillaires ont été perdus, 3 pendant la phase postchirurgicale et 6 après mise en charge. Sur ces 6 implants, 3 ont échoué au bout de 3 ans, et les 3 autres après 5 ans. Aucun implant mandibulaire n'a été perdu pendant la période d'observation. Au bout d'un an, 112 implants étaient ostéointégrés et en fonction, ce qui représente un taux de survie, à 1 an, de 100 % et un taux de 89 % après 5 ans.

Sur les 85 piliers naturels, 5 ont été perdus pour des raisons de fractures ou de problèmes endodontiques. Deux dents ont été extraites après 3 ans, et les 3 autres au bout de 5 ans. Ces dents se trouvaient dans le secteur antérieur maxillaire.

Deux prothèses maxillaires ont échoué en raison de fractures de piliers implantaire. Un patient a perdu une prothèse, non rigide, de 12 éléments au bout de 3 ans, et l'autre, une prothèse rigide de 10 éléments après 5 ans de mise en fonction.

Au bout d'un an, le niveau osseux a été observé autour de 46 implants. La perte osseuse était faible et restait dans les normes d'une ostéointégration. Aucune perte osseuse ne fut observée autour des dents. Après 3 ans de mise en fonction, le niveau osseux était satisfaisant autour de

103 implants et 80 dents. Pour les autres, une légère perte osseuse a été mise en évidence. A la fin de la période d'observation, 3 implants présentaient une résorption osseuse de 2 mm. Peu de complications techniques ont été notées pendant l'étude. Quelques prothèses se sont descellées, mais ont pu être réadaptées. Deux autres ont été renvoyées chez le prothésiste afin de retoucher les surfaces occlusales. Douze prothèses ont été suivies sur plus de 5 ans ( plus de 70 mois). A chaque visite, les 12 réhabilitations étaient stables.

### **En conclusion**

Les résultats de cette étude montrent un taux de survie de 89.9 %, a l'issue des 5 années d'observation. Ce rapport met en évidence le bon comportement de prothèses à appuis mixtes, lorsque les piliers dentaires sont parodontalement sains. Cette option thérapeutique permet une reconstruction prothétique chez des patients qui ne se sentent pas capables de supporter une prothèse partielle amovible.

#### *4.49 Etude n°9 (74)*

**TANGERUD T, GRONNINGSÆTER AG, TAYLOR A.**

Fixed partial dentures supported by natural teeth and Brånemark system implants: a 3-year report. Int J Oral Maxillofac Implants 2002;17:212-219.

En 2002, TANGERUD T. et ses collaborateurs rapportent les résultats d'une étude menée sur 3 ans. L'objet de cette étude est d'évaluer des prothèses plurales fixées sur des piliers combinant dents naturelles et implants, à la mandibule et au maxillaire, dans diverses configurations.

### **Matériels et méthodes**

Chez 30 patients, 86 dents, dont 40 dépulpées, et 85 implants type Brånemark de 3,5 mm de diamètre sont utilisés comme piliers de 30 prothèses partielles fixées, de portées variables allant de 3 à 13 éléments (moyenne : 8,6 éléments) ; 23 prothèses au maxillaire et 7 prothèses à la mandibule.

Le segment prothétique porté par les implants est démontable, car fixé par vissage sur les implants, et solidarisé par une vis au segment prothétique scellé sur les dents naturelles. L'ensemble fonctionne comme une prothèse rigide.

Le nombre d'intermédiaires de bridges n'excède pas 2 éléments ; un seul s'il s'agit d'une extension.

Les prothèses et les piliers sont examinés et radiographiés à 1 an, 2 ans et 3 ans.

### **Résultats**

Après 3 ans, toutes les prothèses apparaissent stables, même si 2 implants ont dû être retirés, l'un à 2 ans et l'autre à 3 ans, et qu'une racine de canine maxillaire dépulpée a été extraite pour cause de fracture. Les autres complications observées sont associées aux tissus mous et à des réparations prothétiques mineures, toutes résolues sans difficulté.

Le taux de survie des implants dans cette étude est de 91 % au maxillaire et de 95,5 % à la mandibule. Les changements dans la santé des tissus mous et les niveaux osseux observés sur les 3 années sont modestes.

Le type d'attachement utilisé pour relier les segments scellés sur dents naturelles et ceux vissés sur implants a bien fonctionné, mais il faudrait considérer la possibilité d'une plus grande simplification dans le futur.

### **En conclusion,**

Les résultats et observations issus de cette étude au bout de 3 années, associés à la satisfaction ressentie par les patients, indiquent que la combinaison de piliers naturels avec des implants pour supporter des prothèses plurales fixées constitue une modalité de traitement acceptable et importante parmi les options thérapeutiques disponibles.

Tout choix (moment de la décision et configuration de la prothèse) de combiner piliers dentaires et implantaires doit faire l'objet d'une bonne évaluation clinique préalable. Une étude à plus long terme portant sur des situations plus ou moins similaires à celles de cette étude serait nécessaire afin d'élargir le champ de recherche.

4.50 Etude n°10 (52)

**MENICUCCI G, MOSSOLOV A, MOZZATI M et coll.**

Tooth-implant connection : some biomechanical aspects based on finite element analyses.

Clin Oral Implants Res 2002;13 :334-341.

En 2002, MENICUCCI G, MOSSOLOV A, MOZZATI M, LORENZETTI M et GIULIO P. ont mené une étude, à l'aide de la technique d'analyse par éléments finis (F.E.M) bi- et tri-dimensionnelle, sur la concentration du stress paro-implantaire lors de la charge d'une dent reliée de manière rigide à un implant distal.

**Matériels et méthodes**

Une liaison os-implant a été supposée tandis que le ligament parodontal était représenté à l'aide d'éléments ressort visco-élastiques.

Deux sortes de modèles ont été conçus pour cette étude, un bidimensionnel et l'autre tridimensionnel. Le premier, très simple, reproduit la connexion rigide d'une dent et d'un implant dans un seul plan. Le second représente cette liaison dans les 3 dimensions de l'espace et permet de simuler précisément les interactions entre dent, implant, os et ligament.

Deux conditions différentes de charges ont été comparées : une charge statique de 50 Kg dirigée axialement et appliquée pendant 10 secondes, et une charge transitoire de 50 Kg appliquée durant 5 millisecondes sur la dent.

**Résultats**

Les analyses par éléments finis ont permis d'enregistrer la concentration du stress autour des dents et implants lors de l'application des charges.

**Modèle bidimensionnel**

Lors de l'application d'une charge de 50 Kg pendant 10 s, Le stress se concentre dans la partie proximale du pilier implantaire. La répartition du stress semble plus harmonieuse dans l'os entourant la dent.

Lors de l'application d'une charge de 50 Kg pendant 5 ms., la concentration du stress est beaucoup plus importante autour de l'implant que de la dent.

Modèle tridimensionnel

Les mêmes zones de concentration sont mises en évidence, de manière plus imagée puisque ce modèle reproduit la mandibule en 3D.

En conclusion

La durée de la charge semble avoir une influence plus importante sur la distribution sur l'os entourant l'implant et une dent reliés rigidement que l'intensité de la charge. La charge statique est donc potentiellement plus nuisible pour l'os péri-implantaire que la charge transitoire.

Le ligament parodontal semble jouer un rôle clef dans la distribution du stress entre une dent et un implant reliés de manière rigide.

Cette étude permet de comprendre les phénomènes biomécaniques intervenant dans les bridges à appuis mixtes.

## CONCLUSION

Les progrès réalisés en implantologie depuis une dizaine d'années font que le recours à la pose d'implants dans le cadre de la réhabilitation d'un édentement est très importante. Développés à l'origine pour le traitement des édentements complets, les implants sont aujourd'hui largement utilisés dans les situations d'édentements partiels.

En dentisterie implantaire, les considérations biomécaniques suivent pour une large part des règles de mécanique simples, basées sur le principe du bras de levier et de l'ancrage initial de l'implant dans un os dense. Ces aspects mécaniques doivent être connus et représentent les pré-requis indispensables à une bonne gestion clinique des impératifs prothétiques.

Des études ont permis de définir le système d'attache péri-implantaire en comparaison avec celui de la dent. Les tissus mous péri-implantaires présentent des facteurs communs aux tissus péri-dentaires mais aussi des différences en ce qui concerne la composition du tissu conjonctif, l'arrangement des faisceaux de fibres de collagène ainsi que la vascularisation.

Conscients des particularités dentaires et implantaire, les praticiens ont cependant cherché à connecter dents et implants au sein d'une même structure. On peut retenir quelques situations où les indications semblent intéressantes :

- Insuffisance de piliers naturels sains
- Volume osseuse résiduel limité associé à un édentement important
- Présence d'obstacles anatomiques.

Les études ont montré des résultats variables et contradictoires et ne nous permettent donc pas de conclure définitivement sur le bien- fondé ou non d'une telle structure prothétique mais elles nous invitent à être prudents lors du choix thérapeutique et laissent envisager l'évolution des solutions de reconstruction.

Références  
bibliographiques

## Références bibliographiques

**1-ADELL R, LEKHOLM U, ROCKLER B et BRANEMARK PI.**

A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw.  
Int J Oral Surg 1981;10:387-416.

**2-ARNOUX JP.**

Implant de Brånemark et traitement des parodontites terminales.  
Réal Clin 1992;3:359-369.

**3-BABBUSH CA, KIRSCH A, MENTAG PJ et HILL B.**

Intramobile cylinder (IMZ). Two-stage osseointegrated implant system with the intramobile element (IME): Part I Its rationale and procedure for use.  
Int J Oral Maxillofac Implants 1987;2:203-216.

**4-BALSHI TJ.**

Transition du patient au parodonte compromis vers la prothèse ostéo-intégrée.  
Rev Int Parodont Dent Res 1988 ;8:8-33.

**5-BALSHI TJ.**

Preventing and resolving complications with osseointegrated implants.  
Dent Clin North Am 1989;33:821-868.

**6-BALSHI TJ.**

Cas clinique d'une édentation encastrée: reconstitution implanto-portée.  
Rev Int Parodont Dent Res 1992 ;12:351-357.

**7-BERGLUNDH T, LINDHE J, ERICSSON I et coll.**

The soft tissue barrier at implants and teeth.  
Clin Oral Implants Res 1991;2:81-90.

**8-BERT M et MISSIKA P.**

Implantologie chirurgicale et prothétique.  
Paris : CdP, 1996.

**9-BERT M, PICARD B et TOUBOL JP.**

Implantologie.  
Paris : Masson, 1992.

**10-BETITO M et MOULIN P.**

Contraintes occlusales en prothèse conjointe supra-implantaire : la gestion implantaire.  
Cah Prothèse 1997 ;99:43-47.

**11-BEUWER J et LEWIS SG.**

Prothèse sur implants de Bränemark.  
Paris : CdP, 1990.

**12-BLOCK M, LIRETTE D, GARDINER D et coll.**

Prospective evaluation of implants connected to teeth.  
Int J Oral Maxillofac Implants 2002;17:473-487.

**13-BOWER C.**

Implant fixed prosthodontics-streamlining the process with customized abutments.  
Int J Oral Maxillofac Implants 1991;7:425-437.

**14-BRAGGER U, AESCHLIMANN S, BURGİN W et coll.**

Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures on implants and teeth after four to five years of function.  
Clin Oral Implant Res 2001;12:26-34.

**15-BRANEMARK PI.**

Osseointegration and its experimental background.  
J Prosthet Dent 1983;50:399-410.

**16-BRANEMARK, ZARB et ALBREKTSSON.**

Prothèses ostéointégrées : ostéointégration en pratique clinique.  
Paris : CDP, 1988.

**17-BRUNSKI JB.**

Biomechanics of oral implants : future research directions.  
J Dent Educ 1988;52:775-787.

**18-CAPUTO A.**

Biomechanics in clinical dentistry.  
Chicago:Quintessence,1985.

**19-CHAPMAN RJ et KIRSCH A.**

Variations in occlusal forces with a resilient internal implant shock absorber.  
Int J Oral Maxillofac Implants 1990;5:369-374.

**20-CHEE W et CHO G.**

A rationale for not connecting implants natural teeth.  
J Prosthodont 1997;6:7-10.

**21-CHO G et CHEE W.**

Apparent intrusion of natural teeth under an implant-supported prosthesis :a clinical report.  
J Prosthet Dent 1992;68:3-5.

**22-CIBIRKA RM, RAZZOOG ME, LANG BR et STOHLER CS.**

Determining the force absorption quotient for restorative. Materials used in implant occlusal surfaces.  
J Prosthet Dent 1992;67:361-364.

**23-CLAYTON et SIMONET.**

Occlusion en prothèse ostéointégrée.  
Cah Prothèse 1990 ;72:114-138.

**24-COHEN S et ORENSTEIN J.**

The use of attachments in combination implant and natural-tooth fixed partial dentures : a technical report.  
Int J Oral Maxillofac Implants 1994;9:230-234.

**25-DAVARPANA M, MARTINEZ H, KEBIR M et TECUCIANU JF.**

Manuel d'implantologie clinique.  
Paris : CdP, 1999.

**26-DAVIES JE.**

Mechanisms of endosseous integration.  
Int J Prosthodont 1998;11:391-401.

**27-DAVIS DM, RIMROTT R et ZARB GA.**

Studies on frameworks for osseointegrated prostheses. The effect of adding acrylic resin or porcelain to form the occlusal superstructure.  
Int J Oral Maxillofac Implants 1988 ;3:275-280.

**28-DEINES DN et EICK JD.**

Etude par photoélasticimétrie des contraintes sur des dents naturelles et trois configurations implantaire.  
Rev Int Parodont Dent Rest 1993 ;13:541-549.

**29-ERICSSON I, LEKHOLM U, BRANEMARK PI et coll.**

A clinical evaluation of fixed-bridge restorations supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants.  
J Clin Periodontol 1986;13:307-312.

**30-FENTON AH.**

Occlusal thickness perception of patients with osseointegrated implant bridges.  
J Dent Res 1981;60:419.

**31-FERNANDES OC.**

Uma contribuição ao Estudo das Tensões na Raiz de Dentes de Engrenagens  
Determinação da influencia do Raio do Filete Utilizando a Técnica Fotoelastica.  
Thèse : 3<sup>e</sup> cycle Sci Odontol, Sao Paulo, 1971.

**32-FRENCH AA, BOWLES CQ, PARHAM PL et coll.**

Etudes comparatives des contraintes péri-implantaires transmises par quatre implants disponibles dans le commerce.  
Rev Int Parodont Dent Rest 1989;9:220-230.

**33-FUGAZZOTTO P, KIRSCH A, ACKERMANN KL et NEUENDORFF G.**

Implant/tooth-connected restorations utilizing screw-fixed attachments : a survey of 3 096 sites in function for 3 to 14 years.  
Int J Oral Maxillofac Implants 1999;14:819-823.

**34-GARCIA L et OESTERLE L.**

Natural tooth intrusion phenomenon with implants : a survey.  
Int J Oral Implants 1998;**13**:227-231.

**34 bis- GRACIS SE, NOCHOLLS JI, CHALUPNIK JD et YUODELIS RA.**

Shock- absorbing behavior of five restorative materials used on implants.  
Int J Prosthodont 1991;**4**:282-291.

**35-HAHN J.**

The steri-Oss implant system. Presented at Current Concepts and Perspectives of osseointegrated implants systems.  
New-York University, College of Dentistry, 7-8 Apr 1989.

**36-HANNAM AG.**

Periodontal mechanoreceptors.  
In: ANDERSON DJ et MATTHEWS B, eds. Mastication.  
Bristol: Wright, 1976.

**37-HOSNY M, DUYCK J, VAN STEENBERGHE D et NAERT I.**

Within-subject comparison between connected and non-connected tooth-to-implant fixed partial prostheses: up to 14-year follow-up study.  
Int J Prosthodont 2000;**13**:340-346.

**38-HUE O.**

Manuel d'occlusodontie.  
Paris : Masson, 1992.

**39-JEMT T.**

Modified single and short-span restorations supported by osseointegrated fixtures in the partially edentulous jaw.  
J Prosthet Dent 1986;**55**:243-247.

**40-KAY HB.**

L'ostéointégration. Au-delà du remplacement dentaire: la prothèse parodontale à ancrage implantaire stabilisateur par cylindre intramobile (IMZ).  
Rev Int Parodont Dent Rest 1989 **9**:395-415.

**41-KINDBERG H, GUNNE J et KRONSTROM M.**

Tooth- and implants-supported prostheses: a retrospective clinical follow-up up to 8 years.  
Int J Prosthodont 2001;**14**:575-581.

**42-LANGER B et SULLIVAN DY.**

L'ostéo-intégration : incidence sur les rapports parodontie/dentisterie restauratrice.  
Rev Int Parodont Dent Rest 1989 ;**9**:164-183.

**43-LAZZARA R, PORTER S, BEATY K et coll.**

Nouvel état de surface.  
In : DAVARPANAH M et MARTINEZ H, eds. Manuel d'implantologie clinique.  
Rueil-Malmaison : CdP, 1999:305-311.

**44-LINDEN RWA.**

Periosteal mechanoreceptors and their functions.  
In : TAYLOR A, ed. Neurophysiology of the jaws and teeth.  
Londres : McMillan Press, 1990:52-96.

**45-LINDH T, GUNNE J, BACK T et NYSTROM E.**

Implant versus tooth-implant supported prostheses in the posterior maxilla: a 2-year report.  
Clin Oral Implant Res 2001;12:441-449.

**46-LINDH T, GUNNE J et DANIELSSON S.**

Rigid connections between natural teeth and implants : a technical note.  
Int J Oral Maxillofac Implants 1997;12:674-678.

**47-LISTGARTEN MA, BUSER D, STEINEMANN SG et coll.**

Light and transmission electron microscopy of the intact interfaces between nonsubmerged titanium-coated epoxy resin implants and bone or gingiva.  
J Dent Res 1992;71:364-371.

**48-LUNDQVIST S et HARALSON T.**

Occlusal perception of thickness in patients with bridges on osseointegrated oral implants.  
Scand J Dent Res 1984;92:88-92.

**49-LUNDGREN D, LAURELL L, FALK J et ERICSSON I.**

Distribution of occlusal forces in a dentition unilaterally restored with a bridge construction supported on osseointegrated implants.  
In : VAN STEENBERGHE D, ALBREKTSSON T, BRANEMARK PI et Coll, eds.  
Tissue integration in oral and maxillofacial reconstruction.  
Amsterdam : Experta Medica, 1986.

**50-MASUDA T, SALVI G, OFFENBACHER S et coll.**

Cell and matrix reactions at titanium implants in surgically prepared rat tibiae.  
Int J Oral Maxillofac Implants 1997;12:472-485.

**51-McGLUMPHY EA, CAMPAGNI W.V et PETERSON LJ.**

A comparison of stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or resilient internal element.  
J Prosthet Dent 1989;62:586-593.

**52-MENICUCCI G, MOSSOLOV A, MOZZATI M et coll.**

Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses.  
Clin Oral Implants Res 2002;13:334-341.

**53-MENSOR MC.**

Compliant keeper system for magnet and screw-retained implant prosthodontics.  
Int J Prosthodont 1988;1:201-207.

**54-MISSIKA P, BERT M et BUSSAC G.**

Chirurgie implantaire.  
Paris : CdP, 1998.

- 55-MUHLBRADT L, ULRICH R, MOHLMANN H et SCHMID H.**  
 Mechanoperception of natural teeth versus endosseous implants revealed by magnitude estimation.  
 Int J Oral Maxillofac Implants 1989;4:125-130.
- 56-NAERT I, DUYCK J, HOSNY M et VAN STEENBERGHE D.**  
 Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients.  
 Clin Oral Implant Res 2001;12:237-244.
- 57-NAERT I, QUIRYNEN M, VAN STEENBERGHE D et DARIUS P.**  
 A six year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism.  
 J Prosthet Dent 1992;67:236-245.
- 58-OLSSON M, GUNNE J, ASTRAND P et BORG K.**  
 Bridges supported by free-standing implants versus bridges supported by tooth and implant : a five-year prospective study.  
 Clin Oral Implant Res 1995;6:114-121.
- 59-PALACCI P.**  
 Esthétique et implantologie. Gestion des tissus osseux et péri-implantaires.  
 Paris : Quintessence Internationale, 2001.
- 60-PARFITT G.**  
 Measurement of the physiological mobility of individual teeth in a axial direction.  
 J Dent Res 1960;39:608-615.
- 61-PESUN I, STEFLIK D, PARR G et HANES P.**  
 Histologic evaluation of the periodontium of abutment teeth in combination implant/tooth fixed partial denture.  
 Int J Oral Maxillofac Implants 1999;14:342-350.
- 62-RANGERT B, JEMT T et JRONEUS L.**  
 Forces and moments on Bränemark implants.  
 Int J Oral Maxillofac Implants 1989;4:241-247.
- 63-RANGERT B, GUNNE J et SULLIVAN DY.**  
 Mechanical aspect of Bränemark implant connected to a natural tooth: an in vitro study.  
 Int J Oral Maxillofac Implants 1991;6:177-186.
- 64-RATEITSCHAK KH et RATEITSCHAK EM.**  
 Atlas de parodontologie .  
 Paris : Flammarion, 1986.
- 65-RIEDER C et PAREL S.**  
 A survey of natural tooth abutment with implant-connected fixed partial dentures.  
 Int J Periodont Rest Dent 1993;13:334-347.

**66-RIEGER MR, MAYBERRY M et BROSE MO.**

Finite element analysis of 6 endosseous implants.  
J Prosthet Dent 1990;63:671-676.

**67-RUDD K.**

Horizontal tooth mobility in carefully screened subjects.  
Periodontics 1964;2:65-68.

**68-SARFATI, HARTER et RADIGUET.**

Comportement biomécanique des piliers implantaires.  
Actual Odontostomatol (Paris) 1996 ;195:375-383.

**69-SEKINE H et coll.**

Mobility characteristics and tactile sensitivity of osseointegrated fixture-supporting systems.  
In: VAN STEENBERGHE D. Tissue integration in oral and maxillofacial reconstruction.  
Amsterdam: Excerpta Medica, 1986:326-332.

**70-SHEETS C et EARTHMAN J.**

Natural tooth intrusion and reversal in implant-assisted prosthesis: evidence of and a hypothesis for the occurrence.  
J Prosthet Dent 1993;70:513-520.

**71-SKALAK R.**

Biomechanical considerations in osseointegrated prosthesis.  
J Prosthet Dent 1985;49:843-848.

**72-SKINNER EW..**

Sciences des matériaux dentaires ,6<sup>e</sup> éd.  
Paris : Prélât, 1971.

**73-SULLIVAN DY.**

Prosthetic considerations for utilization of osseointegrated fixtures in the partially edentulous arch.  
Int J Oral Maxillofac Implants 1986;1:39-45.

**74-TANGERUD T, GRONNINGSÆTER AG et TAYLOR A.**

Fixed partial dentures supported by natural teeth and Bränemark system implants: a 3-year report.  
Int J Oral Maxillofac Implants 2002;17:212-219.

**75-VALENTIN I, TAIEB A, BENHAIM L et coll.**

Analyse de la répartition des contraintes os-implant.  
Paris : CdP, 1990.

**76-VAN ROSSEN IP, BRAAK LH, DE PUTTER C et DE GROOT K.**

Stress-absorbing elements in dental implants.  
J Prosthet Dent 1990;64:198-205.

**77-VAN STEENBERGHE D.**

A retrospective multicenter evaluation of the survival rate of osseointegrated fixtures supporting fixed partial prostheses in the treatment of partial edentulism.  
J Prosthet Dent 1989;**61**:217-223.

**78-WEINBERG LA.**

The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses.  
Int J Oral Maxillofac Implants 1993;**8**:19-31.

**79-ZARK B.**

Photoelastische analysis in der orthodontischen mechanik.  
Osterr Z Stomatol 1935;**33**:22-37.

ROBERT Sandrine.- PROTHESE FIXEE IMPLANTO-DENTO-PORTEE :  
ETAT DES CONNAISSANCES.-119 f., ill., tabl., 30 cm.- (Thèse : Chir.  
Dent. ; Nantes ; 2003) N° 42.16.03

RESUME :

Après avoir rappelé les bases de la biomécanique applicables aux éléments dentaires et implantaire, les principes et techniques d'analyse des contraintes sont présentés. Une description des fonctions du ligament parodontal est ensuite réalisée. Le système d'attache péri-implantaire est comparé à celui de la dent, en même temps que les critères de l'ostéo-intégration sont rappelés. Malgré des différences physiologiques et biomécaniques évidentes entre dents et implants, des cas de connexions dento-implantaires au sein d'une même structure prothétique sont rapportés.

Nous présenterons donc, les principales études comparatives de connexions dento-dentaires, implanto-implantaires et enfin dento-implantaires et en exposerons les résultats.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT : PARODONTOLOGIE  
PROTHESE

MOTS CLES : IMPLANT DENTAIRE  
APPUI MIXTE  
BIOMECHANIQUE

MeSH : DENTAL IMPLANT  
ABUTMENT  
BIOMECHANIC

JURY

Président : M. le Professeur Alain DANIEL  
Assesseurs : M. le Professeur Bernard GIUMELLI  
M. le Docteur Yves HIRIGOYEN

Directeur : M. le Docteur François UNGER

ADRESSE DE L'AUTEUR

Sandrine ROBERT – 9, rue de la Clavurerie 44000 NANTES