Comportement biomécanique des prothèses fixes plurales supra-implantaires

Mathieu Paycha

▶ **To cite this version:**

Mathieu Paycha. Comportement biomécanique des prothèses fixes plurales supra-implantaires. Sciences du Vivant [q-bio]. 2006. hal-01734345

HAL Id: hal-01734345
https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01734345

Submitted on 14 Mar 2018

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

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

UNIVERSITÉ DE LORRAINE

AVERTISSEMENT

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

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

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

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

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4
Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10
http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php
http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm

Faculté d'odontologie de Nancy

Thèse présentée pour le diplôme de docteur en chirurgie dentaire

Diplôme d'Etat

n° 3106

Présentée et soutenue par PAYCHA Mathieu, né le 30 décembre 1978 à L'UNION (31)

DOUBLE

TITRE :

COMPORTEMENT BIOMECANIQUE DES PROTHESES FIXES PLURALES SUPRA-IMPLANTAIRES

BIBLIOTHÈQUE PHARMACIE ODONTOLOGIE NANCY

Date de soutenance : le 15 Juin 2006

JURY :

Président :	Professeur C. STRAZIELLE	Professeur des Universités
Juges :	Docteur J. SCHOUVER	Maître de Conférences
	Docteur P. BRAVETTI	Maître de Conférences
	Docteur P. AMBROSINI	Maître de Conférences

BU PHARMA-ODONTOL
D 104 073179 9

PPN 112932258
BIB 182575

Faculté d'odontologie de Nancy

Thèse présentée pour le diplôme de docteur en chirurgie dentaire

Diplôme d'Etat

Présentée et soutenue par PAYCHA Mathieu, né le 30 décembre 1978 à L'UNION (31)

TITRE :

COMPORTEMENT BIOMECANIQUE DES PROTHESES FIXES PLURALES SUPRA-IMPLANTAIRES

BIBLIOTHÈQUE
PHARMACIE
ODONTOLOGIE
NANCY

Date de soutenance : le 15 Juin 2006

JURY :

Président :	Professeur C. STRAZIELLE	Professeur des Universités
Juges :	Docteur J. SCHOUVER	Maître de Conférences
	Docteur P. BRAVETTI	Maître de Conférences
	Docteur P. AMBROSINI	Maître de Conférences

UNIVERSITE Henri Poincaré NANCY 1
Président : Professeur J.P. FINANCE

FACULTE D'ODONTOLOGIE
Doyen : Docteur Pierre BRAVETTI

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

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

italique : ***responsable de la sous-section***

* temps plein - ** responsable TP

Nancy, le 01.01.2006

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

J'adresse mes remerciements à l'ensemble du jury pour les conseils et les enseignements qu'ils m'ont apportés pendant la rédaction de cette thèse, ainsi que pendant mes années d'internat.

STRAZIELLE Catherine
Docteur en chirurgie dentaire
Professeur des Universités
Habilité à diriger des Recherches
Responsable de la Sous-section : Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysiques, Radiologie.

SCHOUVER Jacques
Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur en Sciences Odontologiques
Maître de Conférences des Universités
Responsable de la Sous-section : Prothèses

BRAVETTI Pierre

Docteur en Chirurgie Dentaire

Doyen de la Faculté de Chirurgie Dentaire de l'Université Henri Poincaré, Nancy-I

Docteur de l'Université Henri Descartes de Paris V

Maître de Conférences des Universités

Responsable de la sous section : Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique, Anesthésiologie et Réanimation

AMBROSINI Pascal
Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur de l'Université Henri Poincaré, Nancy-I
Maître de Conférences des Universités
Sous section : Parodontologie

A toute ma famille

A mes parents pour leur tendresse et leur bienveillance.

A mes grands parents, à la gentillesse toujours plus grande

A Ju, Rinette et Toto mes frères et sœur pour les trajets (animés) dans l'espace, les courses de tracteur à Cazeneuve. A Benjamin.

A Barbara

A Alex et mumu, david-Alex, Didi, Laurence et Nico. L'amitié naît en milieu hostile (Ces matinées à réserver les places pour les cours de Biophysique…).

A tout les internes de Thionville : Caro, Laurent, Matthieu (avec deux T), Anne-Lise, Nico (demande à Jean-Pierre!), Emile, Ginnie, Elise, Claire, Olive, Fred et Shadia, Cyril, Sophie, Steph, Jean-Phi, Guillaume, Flo, Floe, Adeline et la petite Adeline, Arnaud, Maud, Marc et Sarah. Pour les soirées partagées, et celles qui nous attendent. Bienvenue à Maxime et à Aymeric.
A Arnaud, Pierre, Christophe et Christophe et Guillaume.

Aux Dr Archien, Dr Bravetti, Dr Maire et au Dr Anastasio qui m'ont accueillis et m'ont donné les moyens d'apprendre mon métier. A toute l'équipe du CAV pour la bonne humeur que j'y retrouve. (Merci Julie pour les corrections de dernières minutes).

A mon directeur de thèse, le Dr Schouver qui m'a guidé pendant la rédaction de cette thèse

A Perrine

Pour des remerciements plus personnalisées veuillez prendre contact avec l'auteur. Si celui-ci n'est pas disponible ou vous semble peu loquace vous pouvez caressez délicatement la couverture de l'ouvrage présent, imprimée en papier de qualité supérieure, contemplez les couleurs chatoyantes de ces schémas et vous retrouverez instantanément toute l'affection/l'amour/le respect qu'il vous témoigne.

I. INTRODUCTION

II. DEFINITIONS

II.1 Elasticité et plasticité

II.2 Dureté

II.3 Ecrouissage

II.4 Fatigue

II.5 Faciès de rupture

III. RAPPELS

III.1 Les forces occlusales

III.2 Transmission des forces occlusales

III.2.1 Le type de force
III.2.2 Propriétés mécaniques des matériaux
III.2.3 Dimension des implants
III.2.4 Géométrie et état de surface des implants

IV. COMPORTEMENT BIOMECANIQUE DES PROTHESES SUPRA-IMPLANTAIRES PARTIELLES

IV.1 Prothèse implanto-portée

IV.1.1 Type de restauration

IV.1.2 Localisation et longueur des implants

IV.1.3 Comparaison entre le placement d'implant court et la réalisation d'une extension

IV.1.4 Positionnement en tripode ou implant de large diamètre

IV.1.5 Rôle de l'inclinaison

BIBLIOTHÈQUE
PHARMACIE
ODONTOLOGIE
NANCY

IV.1.6 Hauteur de la suprastructure, disposition des implants et direction des forces

IV.2 Prothèse implanto-dento-portée

IV.2.1 Simulation numérique

IV.2.2 Etudes cliniques

V. COMPORTEMENT BIOMECANIQUE DES PROTHESES SUPRA-IMPLANTAIRES COMPLETES

V.1 Prothèse sur pilotis

V.1.1 Extension
V.1.2 Nombre d'implant
V.1.3 Mise en charge immédiate
V.1.4 Le protocole Branemark Novum®

V.2 Les prothèses all-on-four

V.2.1 Les implants inclinés
V.2.2 Le protocole all-on –four

V.3 L'implantologie assistée par informatique : guide chirurgicaux personnalisés

VI. ADAPTATION DE L'ARMATURE

VI.1 Empreinte

VI.2 Modèle de travail

VI.3 Réalisation de l'armature

VI.3.1 Techniques coulées
VI.3.2 Techniques usinées : la technique Procera®

VII. COMPLICATIONS ET ECHECS MECANIQUES

VII.1 Fréquence

VII.2 Etiologie

VII.2.1 Fracture
VII.2.2 Dévissage
VII.2.3 Perte d'ostéointégration

VIII. CONCLUSION

IX. BIBLIOGRAPHIE

I. INTRODUCTION

Les restaurations fixes complètes mandibulaires initialement proposées par Branemark bénéficient d'un important recul clinique. Ces prothèses appelées prothèse sur pilotis sont constituées par une armature coulée avec des dents en résine, transvissée sur quatre implants. Elles sont habituellement réservées aux cas d'édentement mandibulaire avec une prothèse complète en antagoniste. La demande croissante des patients et les récents progrès ont élargis le champ d'application des reconstitutions fixes supra-implantaire.

Pendant longtemps les seules alternatives aux prothèses sur pilotis ont été des restaurations fixes dont la conception s'inspirait largement des prothèses sur pilier naturel, avec un nombre important d'implants supports positionné selon des axes parallèles. Hors de nouveaux concepts en termes de nombre et de position d'implants sont apparus. **La conception des prothèses fixes complètes a évolué vers une simplification.**

Les patients édentés partiels représentent aujourd'hui une **nette majorité** des patients recherchant un traitement avec des implants dentaires. Les restaurations fixes partielles ne s'inscrivent pas dans une forme d'arcade, l'antagoniste est rarement une prothèse complète, les contraintes sont donc importantes en intensité et en direction. De plus, chaque implant y a une importance stratégique. **La gestion des paramètres biomécaniques** est donc primordiale dans ces reconstitutions.

La prothèse fixée plurale supra-implantaire est un des moyens de restaurer les fonctions orales d'un patient édenté. Cette thérapeutique est guidée par des impératifs anatomique, esthétique et biomécanique. L'intégration d'une prothèse sur le plan biomécanique repose sur un **équilibre entre la résistance du système prothétique et les contraintes** imposées par l'environnement. L'objectif est de déterminer quels sont les moyens pour augmenter la résistance du système prothétiques et pour diminuer les contraintes qu'il subit. Les paramètres suivants seront abordés en confrontant les données cliniques et expérimentales disponibles :

- rôle la configuration de la reconstitution : couronnes jumelées, travée intermédiaire, connexion avec une dent naturelle, extension,
- choix du nombre, de la position des dimensions et de l'inclinaison des implants.
- influence du niveau d'adaptation de la suprastructure sur les implants.

BIBLIOTHÈQUE PHARMACIE ODONTOLOGIE NANCY

II. DEFINITIONS

II.1 Elasticité et plasticité

Les notions d'élasticité et de plasticité sont déterminées lors des essais de traction. Un essai de traction consiste à appliquer sur une éprouvette standardisée une force de traction. Lorsque l'éprouvette est constituée par un matériau homogène, elle subit successivement une **déformation réversible ou élastique**, une déformation permanente et irréversible ou **déformation plastique puis une rupture**. Une courbe de traction caractéristique du matériau étudié est ainsi obtenue :

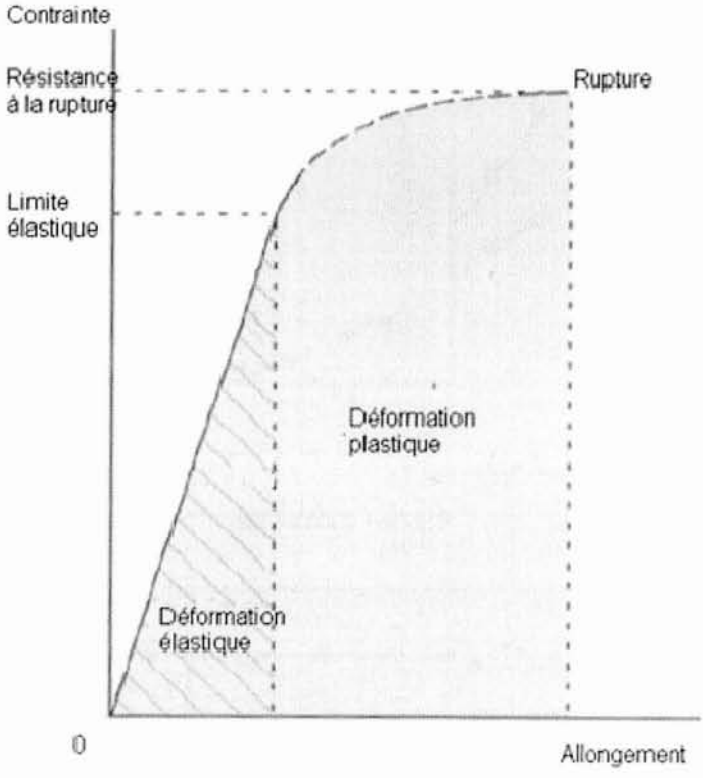


Fig. 1 Exemple d'une courbe de traction.

Les caractéristiques importantes déterminées par les essais de traction sont :

- **L'allongement ε**, exprimé en % est le rapport entre l'augmentation de longueur et la longueur initiale. Le matériau considéré a un comportement élastique lorsque l'allongement est réversible et directement proportionnel à la charge appliquée, lorsque la surface de section ne change pas. $\varepsilon = \Delta L/Lo$.

- Le rapport σ/ϵ est appelé **module d'élasticité ou module de Young (E)**. Le module d'élasticité est une propriété inhérente du matériau, il n'est pas modifié par les altérations de microstructure. Plus le module de Young est faible, plus l'allongement est grand pour une même force appliquée.

- La **limite d'élasticité** est la valeur de la contrainte à partir de laquelle le matériau commence à se déformer plastiquement. Conventionnellement la limite élastique est la contrainte responsable d'un allongement de 0,2% de la longueur initiale. La **résistance à la déformation Re** est la déformation permanente du matériau lorsque la contrainte correspond à la limite élastique, elle est exprimée en %.

- La **résilience** est la capacité du matériau à absorber de l'énergie avant de se déformer plastiquement, elle correspond à l'aire située sous le domaine de déformation élastique.

- La **résistance à la rupture Rm** donne le niveau de contrainte maximale supportée par le matériau au moment de sa rupture.

- La **ductilité** est le taux de déformation permanente au moment de la rupture. La ductilité est mesurée par la déformation à la rupture (ε R). Les matériaux ductiles sont capables de se déformer plastiquement avant rupture ce sont les alliages et les métaux, les céramiques sont au contraire des matériaux fragiles.

- La **ténacité** représente la quantité d'énergie absorbée par un matériau au moment de sa rupture. Elle correspond à l'aire située sous la courbe de traction.

La limite élastique joue un rôle important car elle détermine la contrainte limite qu'il ne faut pas dépasser si l'on veut éviter d'induire des déformations permanentes. Un écart important entre les valeurs de la résistance élastique Re et de la résistance à la rupture Rm, associée à une valeur importante de ductilité ε R, donne un niveau de sécurité plus élevé en cas de dépassement de la limite élastique.

Le comportement mécanique des matériaux lors des essais de traction dépend de leur microstructure :

- les métaux et des alliages présentent une structure cristalline, la déformation plastique est due au mouvement des dislocations dans le réseau cristallin.
- les céramiques dentaires sont bi phasiques : dans la phase cristalline, le mouvement des dislocations est très limité, dans la phase vitreuse il n'y a pas de déformation plastique possible. Les céramiques dentaires sont donc des matériaux fragiles qui se rompent sans déformation plastique préalable.
- les alliages écrouis présentent une structure cristalline, mais le mouvement des dislocations est très limité.

II.2 Dureté

La dureté se définit comme **la résistance d'un matériau à la pénétration d'un autre corps plus dur que lui** (de forme pyramidale et en diamant pour les essais Vickers, de forme cylindrique et en acier pour les essais Brinell). La valeur de la dureté est donnée par la mesure de la dimension de l'empreinte laissée par le pénétrateur à la surface de l'échantillon. Les mesures de dureté constituent une mesure de résistance à la déformation plastique localisée, utilisée en complément des essais de traction.

II.3 Ecrouissage

En soumettant un alliage à des charges et des décharges après déformation permanente, la microstructure de l'alliage subit des modifications : les dislocations augmentent en nombre et se bloquent. On constate que la limite d'élasticité, la dureté et la résistance à la rupture augmentent. Ce traitement s'appelle l'écrouissage. **Un alliage écrouit est donc plus résistant à la rupture**. Par contre il apparaît que les effets du durcissement diminuent à haute température (recuit).

II.4 Fatigue

Lorsqu'un matériau est soumis à un **cycle de charge** (contrainte périodique), le matériau peut se rompre même si la valeur des charges appliquées est inférieure à la résistance à la rupture. Des **fissures** sont initiées à partir d'une imperfection en surface ou dans la masse du matériau.

A leur extrémité les fissures concentrent les contraintes qui atteignent localement une valeur supérieure à la valeur appliquée. La longueur de la fissure augmente de façon progressive et la rupture intervient lorsque la fissure atteint une longueur critique. Les contraintes exercées sur une structure dentaire associent la tension, la compression et le cisaillement. Les contraintes les plus néfastes sont la tension et le cisaillement car elles favorisent l'ouverture des fissures. Les **courbes de fatigue** déterminent combien de cycles un matériau peut subir avant de se rompre. Dans les matériaux ductiles, comme les alliages métalliques, la propagation de la fissure est précédée et freinée par une zone de déformation plastique. Dans le cas des matériaux qui ne se déforment pas plastiquement, comme les céramiques et les alliages ayant subis un écrouissage, la propagation des fissures est beaucoup plus rapide. Le comportement mécanique de ces matériaux est directement lié à l'initiation et à la propagation de fissures.

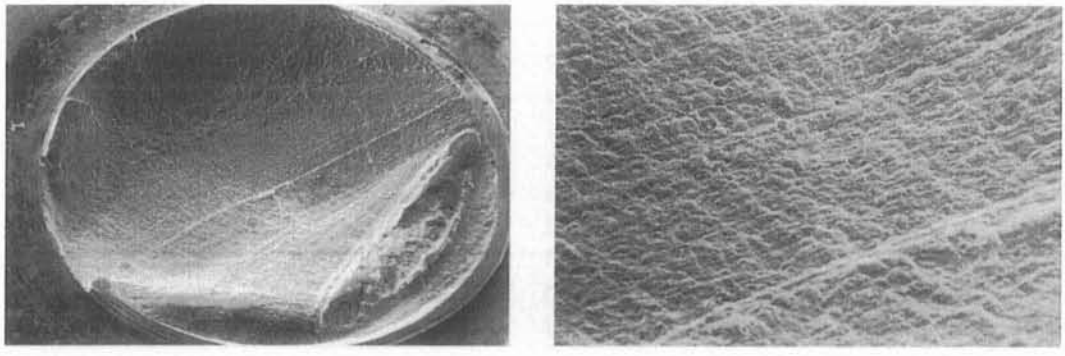
II.5 Faciès de rupture

L'observation du faciès de rupture en microscopie électronique permet de **déterminer le type de fracture :**

- une surface irrégulière témoigne de déformations avant la rupture et correspond à une rupture brutale
- une surface plane correspond à une rupture par fatigue : la propagation de la fissure crée un clivage au sein du matériau.

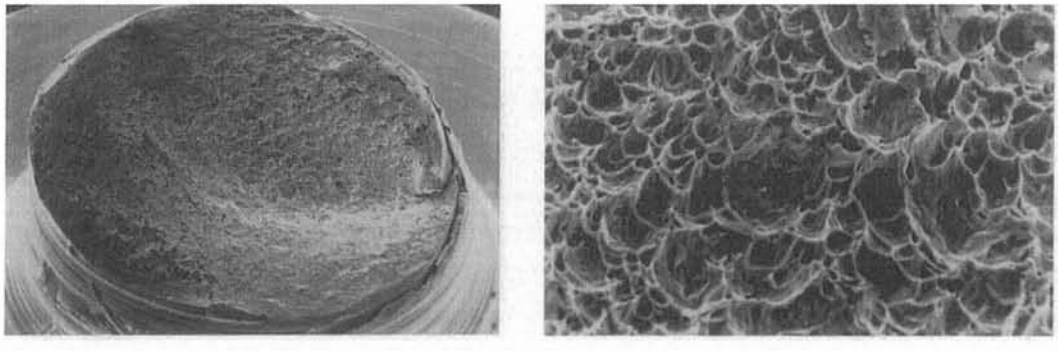
Le plus souvent un même faciès de rupture présente plusieurs topographie : une fissure est amorcée, elle se propage, lorsque la section restante du matériau est diminuée celui-ci se fracture. Lorsque la pièce a subit des périodes de repos, les positions successives du front de propagation sont visibles sous la forme de courbes parallèles. Plusieurs fissures peuvent s'amorcer, la rencontre entre les plans de fissuration crée une marche.

Fig.2 Fracture d'une vis en or par fatigue



Cette coupe montre la fracture d'une vis en or par fatigue. On observe la propagation du faciès de rupture par fatigue (surface striée en grossissement supérieur) sur les 2/3 de la surface avant rupture catastrophique.

Fig. 3 Fracture d'une vis en or par rupture



La deuxième coupe montre une vis en or délibérément fracturée par survissage, un grossissement supérieur met en évidence des reliefs significatifs d'un arrachement.

Les complications implantaires mécaniques apparaissent toutes par **fatigue** c'est-à-dire sous l'action de contraintes périodiques inférieures à la résistance à la rupture.

III. RAPPELS

III.1 Les forces occlusales[25,47]

La méthode la plus adaptée pour enregistrer les forces occlusales physiologiques qui s'exercent sur une reconstitution supra implantaire consiste à placer une jauge de contrainte directement dans la suprastructure. L'intensité des forces pendant la mastication, la déglutition et l'intensité maximale en occlusion forcée peuvent être enregistrées.

Les forces occlusales physiologiques subies par une denture naturelle et une reconstitution implantaire partielle sont comparables. Pendant la mastication, l'intensité moyenne des forces correspond au tiers de l'intensité maximale enregistrée en occlusion forcée ; les valeurs maximales atteignent les deux tiers des valeurs en occlusion forcée pendant des périodes brèves (0,2 s). **Sur les secteurs postérieurs les forces occlusales pendant la mastication sont comprises entre 130 et 400 N.** Les forces induites par la déglutition sont légèrement supérieures aux forces enregistrées pendant la mastication et le mouvement de déglutition est beaucoup plus fréquent que le mouvement de mastication (environ 1500/j).

Le bruxisme est caractérisé par des contractions musculaires inconscientes des muscles masticateurs essentiellement pendant le sommeil. Pendant ces contractions, les forces occlusales peuvent atteindre **deux fois l'intensité des forces occlusales maximales volontaires** avec une durée moyenne d'application de 7,1s et une fréquence d'application supérieure. De plus, la direction des forces est **essentiellement horizontale**.

III.2 Transmission des forces occlusales

Le comportement biomécanique des restaurations implantaires est en rapport avec **l'absence de desmodonte** : les forces occlusales sont directement et immédiatement transmises à l'os, les contraintes se concentrent au niveau de l'os cortical de la région cervicale.

Les facteurs qui influencent le transfert des charges à l'interface os-implant d'une prothèse supra-implantaire unitaire ou plurale sont :

- Le type de force
- Les propriétés mécaniques des matériaux
- La dimension des implants
- La géométrie et l'état de surface des implants

III.2.1 Le type de force

L'analyse de la distribution des contraintes par une prothèse supra implantaire plurale grâce à un modèle expérimental[8] prouve que les contraintes transmises aux tissus péri implantaires sont **directement proportionnelles aux forces appliquées**.
Pour des forces verticales qui s'exercent dans l'axe de l'implant, les contraintes se concentrent sur l'implant soumis à la force occlusale et sur les deux implants directement adjacents, au delà les contraintes sont quasi-nulles.
Quand les forces verticales s'appliquent à distance de l'axe implantaire, ou quand il s'agit de forces horizontales, les contraintes atteignent des valeurs très supérieures. Leur intensité est directement proportionnelle à la distance entre le point d'application et le centre de gravité (bras de levier).

Le réglage occlusal permet de contrôler les contraintes qui s'exercent sur une reconstitution supra-implantaire. Dans une expérience in vitro[31] l'interposition de fines épaisseurs de métal (100µm) simulent des prématurités occlusales. Les **prématurités inférieures à 200µm peuvent être tolérées sur les reconstitutions supra-implantaires**. Au-delà les charges occlusales exercées sur les implants sont doublées (sur les dents naturelles ce seuil est de 300µm). Sur un modèle numérique, une reconstitution supra-implantaire est soumise à des forces verticales. Les forces s'exercent sur un (sommet de la cuspide vestibulaire), deux (sommet de la cuspide vestibulaire et fosse distale) ou trois (sommet de la cuspide vestibulaire, fosse distale et fosse mésiale) contacts occlusaux. La modélisation numérique prouve qu'un réglage des contacts occlusaux statiques sur deux ou trois emplacements permet de répartir les contraintes sur la suprastructure prothétique et de diminuer les contraintes transmises à l'os.

III.2.2 Propriétés mécaniques des matériaux

Plusieurs solutions ont été proposées pour **amortir les forces occlusales** par l'utilisation de matériau avec un faible module d'élasticité ou de composant implantaire résilient.

Hors, les modèles expérimentaux et numériques prouvent que **les contraintes transmises à l'os périimplantaire ne sont pas diminuées par un matériau occlusal type résine ou céramique basse fusion**[64]. Ces résultats sont confirmés par la comparaison sur 6 ans de reconstitutions supra-implantaires partielles avec des faces occlusales en résine composite ou en céramique : aucune différence de niveau osseux n'est trouvée entre les deux groupes[49].

L'incorporation d'un élément élastique résilient dans la connexion implantaire ne semble pas non plus bénéfique : ils ont une résilience de l'ordre de 100 µ, insuffisantes pour amortir les chocs occlusaux, et ils sont associés à un taux de complication plus élevé que les connexions rigides. En effet, une analyse rétrospective[12] comparant les systèmes implantaires avec des connexions rigides (ITI) et des connexions résilientes (IMZ), prouve que les connexions rigides sont beaucoup plus fiables sur le plan clinique que les connexions comportant un élément résilient. De même, diminuer le module d'élasticité du titane constitutif de l'implant ne modifie pas la répartition des contraintes. **La reconstitution implantaire doit donc être un ensemble rigide.**

III.2.3 Dimension des implants

Du point de vue de la transmission des contraintes, **augmenter le diamètre d'un implant est plus bénéfique que d'augmenter la longueur**[9]. Cependant les dimensions optimales de l'implant sont imposées par le site receveur : si la quantité et la qualité de l'os sont adéquates, la longueur et le diamètre de l'implant ne sont pas les paramètres les plus importants pour le succès de l'implant et un implant court est envisageable, si la quantité et la qualité sont moindres les implants courts doivent être évités et les implants larges sont préférables.

III.2.4 Géométrie et état de surface des implants

Trois implants[69] sont posés dans chacun des secteurs postérieurs chez des singes. Trois types d'implants sont testés :

- vissés avec surface usinée CpTi (Branemarks® MK II, Nobel Biocare)
- vissés avec surface sablée mordancée et GBAE (Grit-Blasted Acid-Etched, Friatec®)
- impactés avec surface modifiée par projection de particule de plasma TPS (Titane Plasma Spray, Frialens®)

Après ostéointégration les implants sont mis en fonction pendant plusieurs mois. Les animaux sont ensuite sacrifiés, l'ostéointégration est étudiée sur le plan qualitatif (histologie) et quantitatif (histomorphométrie).

L'ostéointégration est obtenue quels que soient la géométrie et l'état de surface. Au maxillaire l'analyse qualitative et quantitative de l'ostéointégration montre une différence significative en faveur de la géométrie vissée par rapport à la géométrie cylindrique.

Au maxillaire les implants vissés apportent le meilleur résultat. A la mandibule l'état de surface semble être un paramètre plus important que la géométrie : les implants sablés mordancés permettent un meilleur résultat que la surface usinée.

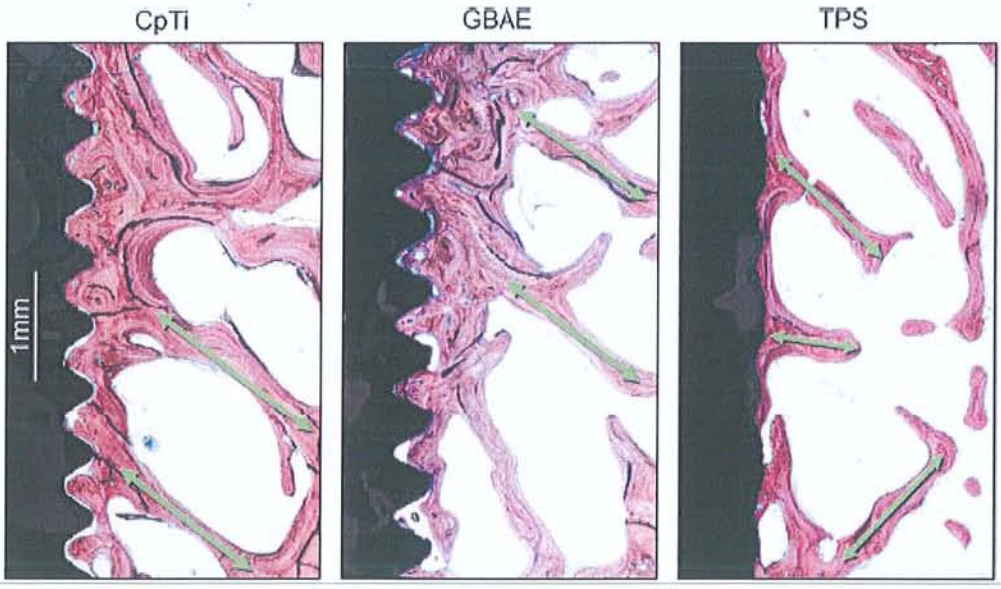


Fig. 4 Coupe histologique montrant l'orientation des travées osseuses à la surface des différents implants testées.

En effet l'épaisseur d'os cortical est plus importante autour des implants vissés qu'autour des implants cylindriques. Les travées d'os spongieux sont perpendiculaires à la surface des implants vissés avec une direction apico-coronaire, elles n'ont pas de direction particulière sur la surface des implants cylindriques.

IV. COMPORTEMENT BIOMECANIQUE DES PROTHESES SUPRA-IMPLANTAIRES PARTIELLES

Dans le cas des restaurations supra-implantaires partielles, il s'agit de réaliser une reconstruction capable de réduire l'intensité des contraintes transmises à l'os et de favoriser les contraintes en compression. Le sujet de ce paragraphe est de présenter les résultats issus de simulations informatiques ou expérimentales, puis de les comparer avec les résultats d'études cliniques rétrospectives.

IV.1 Prothèse implanto-portée

Le modèle étudié dans les simulations suivantes est celui d'un édentement mandibulaire terminal. Ce modèle numérique est le plus représenté dans les expériences numériques pour trois raisons : il s'agit de l'édentement le plus fréquent, l'environnement anatomique est facile à représenter, et comme pour tout édentement terminal l'implantologie est la seule alternative à la prothèse amovible.

La deuxième prémolaire et les deux molaires absentes sont remplacées par une reconstitution supra-implantaire de trois unités. Différents paramètres peuvent être testées pour évaluer leur influence sur la transmission des forces à l'os périimplantaire.

IV.1.1 Type de restauration[65]

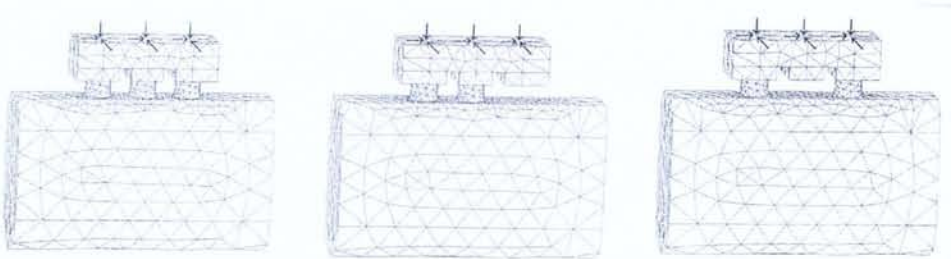
L'édentement mandibulaire terminal peut-être compensé par la mise en place de d'implants selon trois modalités distinctes :

M1 : 3 couronnes jumelées avec 3 implants supports

M2 : 2 couronnes jumelées prolongées par une extension distale

M3 : 2 couronnes reliées par une travée intermédiaire

M1 : M2 : M3 :



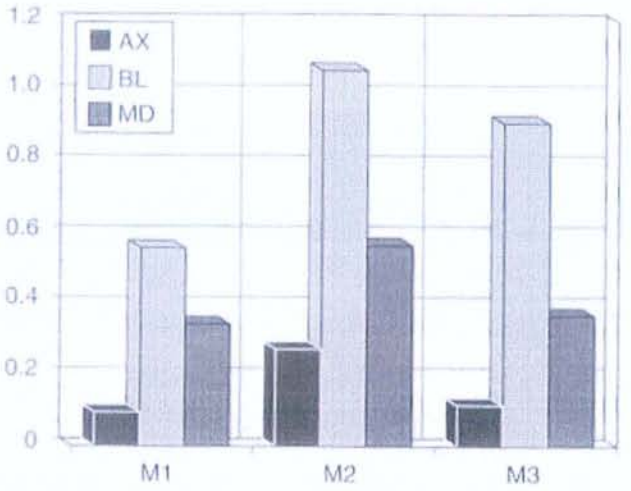


Fig 5. Diagramme montrant l'intensité des contraintes (Mpa) au niveau de l'os cortical sous des forces axiales AX, vestibulo-linguales BL et mésio-distales MD appliquées au centre de chaque couronne.

On constate que **les contraintes transmises à l'os cortical sont maximales pour des forces à direction vestibulo-linguale et minimales pour des forces axiales**. Cette expérience permet de distinguer **deux comportements biomécaniques distincts en termes d'intensité et de répartition des contraintes** :

- M1 et M3 ont le même comportement mécanique : tous les implants supports sont sollicités. Sous des forces horizontales l'os cortical situé du côté de la force occlusale est sollicité en traction, l'os cortical situé du côté opposé est sollicité en compression. Sous des forces axiales l'os cortical est sollicité en compression à l'extrémité de l'implant, en traction sur les faces latérales. La différence entre M1 et M3 n'apparaît que pour les forces vestibulolinguales (ratio M1:M3 de 1,6).
- Sur M2, les contraintes sont concentrées sur l'implant le plus distal, les valeurs sont 1,5 à 3 fois supérieure que sur M1 et atteignent des valeurs pouvant induire une résorption.

Fig.6 Schéma montrant la répartition des contraintes sur l'os cortical avec la configuration M1 sous des contraintes vestibulolinguales (à gauche) et mésiodistales (au milieu) puis sur l'os spongieux sous des contraintes axiales (à droite).

On note que les valeurs enregistrées sur l'os cortical sont très supérieures à celles enregistrées sur l'os spongieux.

M1 et M3 :

Selon cette expérience, les reconstitutions supra-implantaire de trois unités en secteur postérieur peuvent être supportées par deux implants avec une travée intermédiaire, placer un troisième implant n'apporte un bénéfice que lorsque les forces horizontales sont prédominantes. Dans une étude similaire[33] (prothèse supra-implantaire de trois éléments en secteur postérieur), différentes configurations sont testées selon le nombre d'implants supports (trois couronnes jumelées ou une prothèse avec une travée intermédiaire) et leur dimension. Les implants de large diamètre permettent de réduire les contraintes de tension et de compression transmises à l'os. En contre partie augmenter, la longueur au-delà de 10 mm n'apporte pas de bénéfice sur la répartition des contraintes.

Cette étude confirme qu'une reconstitution supra-implantaire de trois unités réalisées en secteur postérieur avec deux implants supports est une reconstitution fiable en l'absence de parafonction, si les implants supports ont les dimensions requises : 4,1 x 8mm au minimum.

Ces résultats rejoignent la règle suivante[59] : le nombre idéal d'implant N est en rapport avec le nombre de racines ou d'unité radiculaire UR à remplacer (N est le nombre d'implant standard, les implants larges correspondent à deux implants standards, les molaires supérieures ou inférieures représentent deux UR).

- N doit être égal à UR lorsque N<3
- N peut être inférieur ou égal à UR lorsque N>3

M2 : Les reconstitutions fixes partielles supra-implantaires avec des extensions distales M2 sont des **reconstitutions à risque** selon cette simulation numérique. L'extension crée un bras de levier qui s'ajoute au phénomène de rotation. Mais ce résultat doit être confronté aux résultats d'études cliniques. En effet différentes études[60] prouvent que les extensions mésiales et distales sont envisageables. Un suivi à 7 ans de 38 patients porteurs de prothèses plurales avec des extensions met en évidence que :

- Les reconstitutions sont fiables à moyen terme : le taux de survie à 7 ans des implants supports de reconstitutions supra-implantaires avec extensions (97 %), et sans extension (98 %) est comparable. Cependant, on observe une résorption majorée sur l'implant le plus proche de l'extension ce qui permet de penser que le pronostic à long terme de ces reconstitutions est moins favorables.
- La longueur de l'extension distale doit rester inférieure à 6 mm. Toutes les complications interviennent chez des patients porteurs de reconstitutions avec une extension de 6,25 mm.
- Dans cette même étude la nature de l'arcade antagoniste (prothèse fixe, arcade naturelle ou prothèse supra-implantaire) ne semble pas être un facteur déterminant. La notion théorique selon laquelle la présence de récepteurs parodontaux est nécessaire en antagoniste pour assurer la pérennité d'une reconstitution supra-implantaire, n'est pas confirmée.

IV.1.2 Localisation et longueur des implants[51]

Cinq simulations sont effectuées selon la distance qui sépare l'implant mésial de la première prémolaire : 3 mm (modèle A), 5 mm (modèle B), 7 mm (modèle C), 9 mm (modèle D), et 11 mm (modèle E). Deux séries de simulations sont effectuée avec un implant mésial de 10 mm puis de 12 mm de long. L'implant distal, en place de la deuxième molaire, a une longueur et une position constante.

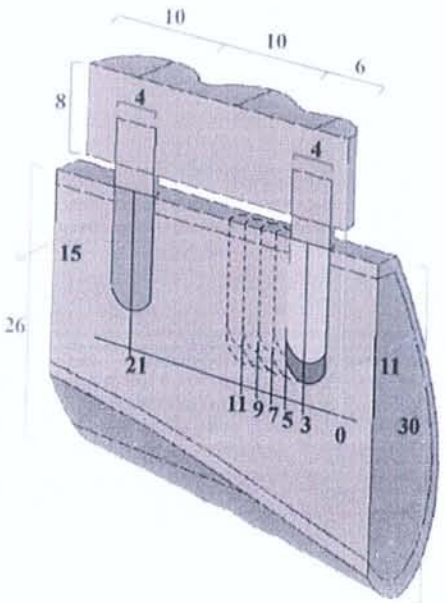


Fig. 7 Ce graphique montre les contraintes (MPa) sur les différents modèles, à gauche lorsque seule la couronne de la deuxième molaires est soumise aux forces, à droite lorsque les trois couronnes sont soumises aux forces. Le carré représente l'implant distal, le cercle représente l'implant mésial.

Les contraintes enregistrées au niveau de l'os cortical mettent en évidence deux comportements biomécaniques différents : lorsque l'implant mésial est placé dans les 7 mm qui le séparent de la première prémolaire les contraintes enregistrées sont minimales, ce qui correspond à la configuration d'une prothèse conventionnelle à pont. Sur une prothèse fixe avec une extension mésiale (distance de 9 et 11 mm), les contraintes sont multipliées par deux, et peuvent induire une résorption sur l'os cortical. On observe également qu'augmenter la longueur de l'implant ne permet pas de compenser les effets néfastes de l'extension. Cependant lorsque les forces sont uniquement exercées sur la couronne distale la situation de l'implant mésial ne modifie pas la transmission des contraintes.

Selon cette expérience :

- une extension mésiale de 11 mm au maximum est réalisable à conditions que les contacts occlusaux soient exercés sur la couronne distale. Une surveillance régulière de l'implant mésial est nécessaire (lorsqu'elle intervient, la résorption débute au niveau cervical de l'implant mésial). Ce résultat rejoint le principe appliqué en prothèse sur denture naturelle où lorsqu'une extension est réalisée elle ne doit pas subir de contacts dynamiques.
- augmenter la longueur de l'implant ne permet pas de réduire les contraintes.

IV.1.3 Comparaison entre le placement d'implant court ou la réalisation d'une extension [2]

Différentes configurations sont testées selon le nombre et la longueur des implants :

- couronnes jumelées, trois implants L : 6 mm, 10 mm, 10 mm/ 8 mm, 10 mm, 10 mm/ 8 mm, 10 mm, 6 mm/ 8 mm, 10 mm, 8 mm.
- extension distale, deux implants L : 10 mm
- extension mésiale, deux implants L : 10 mm

Les contraintes en tension et en compression subies par l'os cortical sont plus importantes pour les reconstitutions avec des extensions. Pour les reconstitutions avec une extension mésiale, les contraintes sont proches des valeurs de résistance à la

rupture, les contraintes dépassent les valeurs de résistance à la rupture dans les reconstitutions avec une extension distale. D'après l'auteur de cette analyse les reconstitutions partielles avec une extension distale sont formellement contre indiquées. Le placement d'implant court permet de diminuer les contraintes transmises à l'os environnant en comparaison des extensions. Lorsque la hauteur d'os est réduite, les implants courts de 6 mm combinés avec des implants standard sont une alternative fiable aux extensions mésiales et distales.

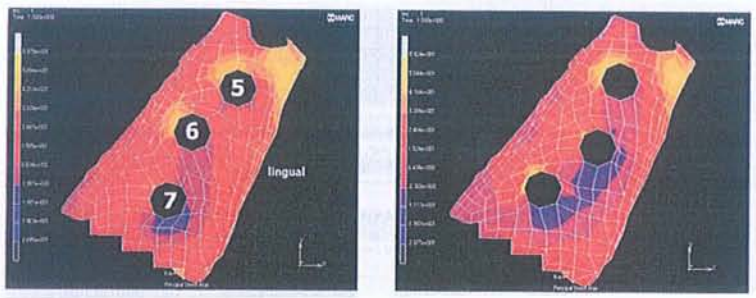
Concernant les extensions, la conclusion de ce paragraphe est que les extensions mésiales sont envisageables : en l'absence d'autres facteurs de risques et avec une longueur réduite (11 mm maximum), le taux de succès à moyen terme est équivalent aux reconstitutions conventionnelles. A long terme une extension distale induit une résorption sur l'implant le plus proche de l'extension et n'est pas une réhabilitation fiable. Chaque fois que cela est possible le placement d'un implant court doit être préféré à une extension.

IV.1.4 Positionnement en tripode ou implant de large diamètre [3]

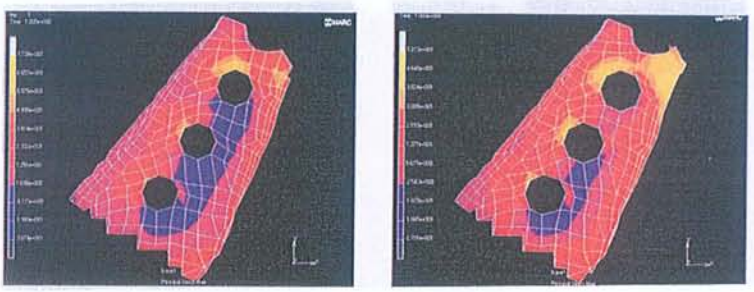
Trois implants supports sont placés, cinq configurations sont testées selon la position et les dimensions des implants :

- couronnes jumelées, implants alignés : n°1 : 4,1 x 10 mm
  n°2 : 3,75 x 10 mm
  n°3 : 4,1 x 8 mm
  n°4 : 3,75 x 8 mm
- couronnes unitaires, implants alignés : n°5 : 3,75 x 10 mm
- couronnes jumelées, implant central décalé en lingual n°6 : 3,75 x10 mm
- couronnes jumelées, implant central décalé en vestibulaire n°7 : 3,75 x10 mm

Fig. 8 Schéma montrant les contraintes de tensions sur l'os cortical selon les différentes configurations. Les zones rouges correspondent à des niveaux élevés de contrainte, les zones bleues à des niveaux faibles.



Disposition des implants en tripode (3,75x10mm)



Trois implants de 3,75x10 alignés et trois couronnes unitaires à gauche, avec trois implants 4,1x10 et trois couronnes jumelées à droite.

On note que l'os cortical est sollicité en tension sur le versant vestibulaire et en compression sur le versant opposé. L'intensité des contraintes met en évidence :

- Des valeurs maximales pour la configuration n°5,
- Des valeurs élevées pour les configurations n°6 et n°7.
- Des valeurs minimales pour la configuration n°1

Cette expérience prouve qu'augmenter le diamètre permet de réduire les contraintes. Ces résultats s'expliquent grâce à deux phénomènes : les implants de large diamètre présentent une plus grande surface disponible pour l'ostéointégration, et par leur masse supérieure ils résistent mieux aux phénomènes de flexion. Ces notions sont en accord

avec une autre étude réalisée sur le modèle numérique d'une reconstitution supra implantaire de trois unités[6] : cette étude prouve que placer un implant de large diamètre diminue les contraintes exercées sur la vis de pilier par rapport aux implants standards en tripode.

Il apparaît donc que lorsque le volume osseux est suffisant, augmenter le diamètre des implants permet de réduire l'intensité des contraintes sur l'os cortical et les composants implantaires. Cette configuration est plus bénéfique que le placement d'implant standards en tripode.

IV.1.5 Rôle de l'inclinaison des implants [1]

L'anatomie du procès alvéolaire résiduel sur le secteur postérieur mandibulaire impose souvent le placement des implants avec un axe incliné. L'influence de l'inclinaison vestibulo-linguale des implants est étudiée à travers le même modèle numérique que précédemment. L'analyse montre que les contraintes enregistrées sur l'os cervical augmentent avec l'inclinaison des implants supports. Sur une reconstitution de trois unités avec deux implants supports (configuration avec une extension et configuration avec une travée intermédiaire), lorsque l'inclinaison des implants est marquée les valeurs de contraintes enregistrées dépassent les valeurs de résistance de l'os.

La conclusion est que lorsque l'inclinaison des implants (environ plus de 10°) est surajoutée à un autre facteur de risque il est nécessaire de placer un implant pour chaque dent absente.

IV.1.6 Hauteur de la structure prothétique, disposition des implants et direction des forces [66]

Une analyse en élément finie compare l'influence des paramètres suivants sur la réduction des contraintes transmises à l'os cortical: la hauteur de la reconstitution prothétique, la disposition des implants et l'orientation des forces occlusales. Le modèle

numérique simule une reconstitution supra-implantaire de trois éléments avec trois implants supports.

Paramètres testés :

- Configuration alignée ou en tripode : Implant central décalé en vestibulaire de 1,5 mm, puis de 3 mm
- Hauteur prothétique de 6 et de 12 mm
- Force occlusale verticale ou oblique (augmentée jusqu'à 60° par intervalle de 15°)

Les contraintes minimales sont enregistrées avec des forces verticales appliquées sur une prothèse de 6 mm supportée par des implants alignés. Cette étude prouve que le principal paramètre dans la transmission des contraintes sur l'os cortical est l'orientation des forces occlusales. L'inclinaison des forces occlusales accentue les contraintes sur l'os cortical, le placement des implants en tripode et la réduction de la hauteur prothétique diminuent les contraintes mais ne permettent pas de compenser cette augmentation en totalité. Par ordre d'importance on peut donc classer ces paramètres de la façon suivante : 1) l'orientation des forces occlusales 2) La configuration en tripode 3) la hauteur de la suprastructure.

En conclusion de ce chapitre sur le rôle de la configuration des implants dans la transmission des contraintes, les paramètres les plus importants sur lesquels le clinicien peut agir sont le **nombre** d'implant et **l'anatomie occlusale**. Positionner un implant par dent manquante et diminuer l'inclinaison cuspidienne réduisent fortement les contraintes. Le placement d'implants de large diamètre (plus favorable que la configuration en tripode) et la réduction de la hauteur de la suprastructure sont également bénéfiques mais ont une incidence moins marquée sur les contraintes.

IV.2 Prothèse implanto-dento-portée

IV.2.1 Simulation numérique

Une prothèse implanto-dento-portée avec la première prémolaire et un implant en place de la première molaire est modélisée[29]. Les contraintes appliquées en intensité et en durée sont des contraintes statiques. Elles simulent des contraintes physiologiques et des contraintes pathologiques (bruxisme). La simulation montre que la durée d'application des contraintes a plus d'importance que l'intensité des contraintes du fait du comportement visco-élastique du parodonte. En effet, sous des **contraintes prolongées** la dent s'enfonce dans le parodonte, la connexion avec une dent naturelle se comporte alors comme une extension. Dans ce cas les contraintes sur le pilier implantaire sont proportionnelles à la mobilité du pilier dentaire et à la longueur de la travée. Sous des **contraintes physiologiques** (courtes durées), le parodonte ne se déforme pas, la dent se comporte comme un ancrage rigide : les contraintes sont partagées entre le pilier dentaire et le pilier implantaire.

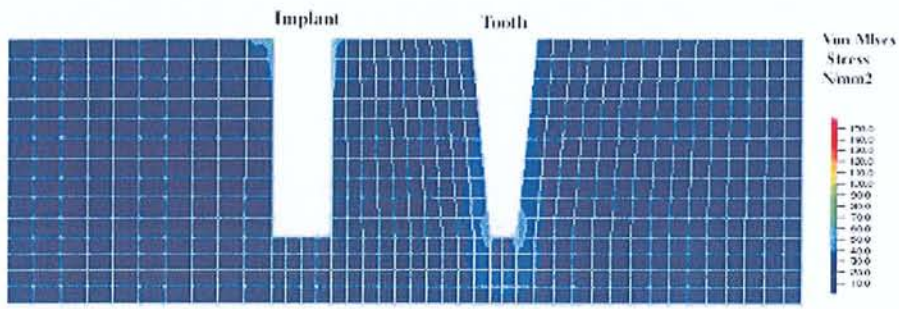


Fig. 9 Répartition des contraintes sur l'os périimplantaire lorsque les forces sont appliquées pendant 10 secondes.

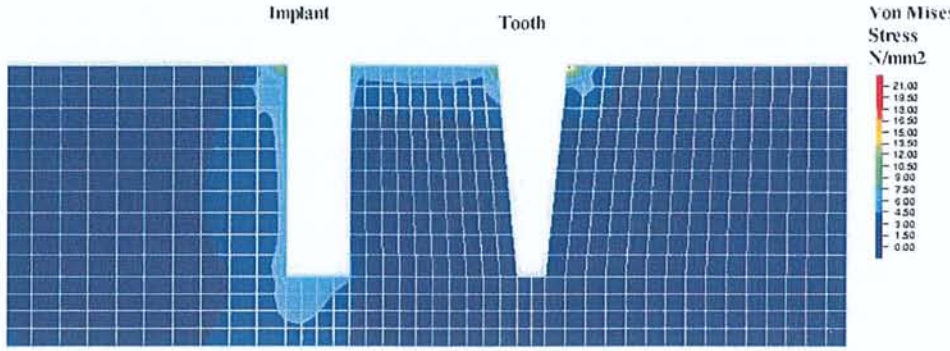


Fig. 10 Répartition des contraintes sur l'os périimplantaire lorsque les forces sont appliquées pendant 5 millisecondes.

Une étude in vitro met en évidence que la connexion d'une dent avec un pilier implantaire soumet l 'implant a des contraintes de flexion[58]. Cette même étude recommande l'utilisation d'implant du système branemark. Selon Renouard, les implants courts par leur flexibilité peuvent absorber ces contraintes. Cette étude numérique prouve que, sauf contre indications habituelles (parafonction, pathologie parodontale) les reconstitutions implanto-dento-portées sont envisageables. Ce résultat est confirmé par de nombreuses études cliniques rétrospectives :

IV.2.2 Etudes cliniques

23 patients avec un édentement bilatéral terminal mandibulaire et une arcade maxillaire complète sont réhabilités[52,30]. Une prothèse fixe implanto-portée avec 2 implants supports (type I) sur un secteur et une prothèse implanto-dento-portée avec un pilier implantaire et un pilier dentaire (type II) sur le secteur controlatéral sont posées. Sur les prothèses implanto-dento-portées la connexion avec la dent terminale est assurée par un attachement doté d'une vis en or. Cet attachement permet la dépose de la suprastructure et le contrôle des piliers. Le taux de survie à 5 ans, des prothèses (type I = 83%, type II = 91%) et des implants (type I : 89,1%, type II : 91,3%) est comparable pour les deux types de reconstitutions. Cependant le nombre de patient inclus dans cette étude ne permet pas d'affirmer que les deux types de reconstitutions sont aussi fiables.

Dans une méta-analyse des études cliniques sur les prothèses implanto-dento-portées à 5 et 10 ans[42], le taux de survie est de 94.1% à 5 ans et 77.8% à 10 ans. **Le taux de survie à long terme des prothèses implanto-dento-portée est donc inférieur aux reconstructions implanto-portées.** La complication la plus fréquente est **l'intrusion du pilier dentaire** (5,2% à 5 ans). Dans la grande majorité des cas cette intrusion est retrouvée sur les prothèses implanto-dento-portée avec une connexion non rigide. Bragger[15] présente un résultat similaire : le taux d'échec à 10 ans est de 31,8% (6,1% pour les reconstitutions implanto-portées). La majorité des complications et des échecs rencontrés sont en rapport avec une **perte de rétention sur le pilier dentaire** qui occasionne ensuite une carie. Ces descellements surviennent sur des **dents dévitalisées** et restaurées par un **faux moignon**. De même Block[14] met en évidence que toutes les complications rencontrées dans les 4 ans apparaissent sur des piliers dentaires dévitalisées et reconstituées avec un ancrage, aucun échec n'est rencontré sur les piliers naturels.

Les prothèses implanto-dento-portées (3 éléments avec la première prémolaire comme support) sont des reconstitutions envisageables, le taux de survie à court terme est équivalent à celui des prothèses implantoportées.

A long terme ces reconstitutions demandent une surveillance accrue (risque d'intrusion). Si une telle restauration est envisagée il faut :

- Concevoir une connexion rigide entre les deux piliers (armature monobloc)
- Eviter les dents reconstituées par un faux moignon coulé. Elles ne se comportent pas de la même façon du point de vue biomécanique qu'un pilier naturel et ne constituent pas un pilier adéquat pour une reconstitution implanto-dento-portée. Si elle est nécessaire la reconstitution par technique collée et tenon carbone semble plus logique.

V. COMPORTEMENT BIOMECANIQUE DES PROTHESES SUPRA-IMPLANTAIRES COMPLETES

V.1 Prothèse sur pilotis

Le protocole des prothèses sur pilotis est la première solution implantaire proposée par Branemark. Les implants sont placés à la mandibule en avant des foramina, au maxillaire en avant des sinus maxillaire. Selon les conditions anatomiques, 4 ou 6 implants sont placés. Le protocole est en deux temps avec une mise en fonction à 3-4 mois pour la mandibule, à 5-8 mois pour le maxillaire. La suprastructure est une armature transvissée en alliage précieux, recouverte par une résine acrylique. Ce protocole initialement proposé par Branemark a largement fait ses preuves : **le taux de survie à 10 ans des implants et des prothèses est supérieur à 90% et constitue le traitement de référence**[4,17].

Au maxillaire cette solution n'est plus proposée car elle occasionne des troubles de la phonation ; à la mandibule le protocole a fait l'objet d'évolution concernant le délai de mise en charge et le nombre d'implant. Sur le plan mécanique le comportement de ces prothèses est en rapport avec **l'existence d'une extension distale**.

V.1.1 Extension

Une analyse numérique[71] est effectuée pour établir la forme d'extension la plus résistante aux forces occlusales. L'extension est soumises à des forces uni-axiales de 200N au maximum dont le point d'application se situe à l'extrémité de l'extension. Les valeurs de résistance utilisées correspondent à des alliages Co/Cr ou à des alliages précieux à haute teneur en cuivre.

Différentes extensions sont testées selon :

- le profil de l'extension en I, en L en demi-cercle ouvert ou fermé qui détermine le volume de celle-ci,
- la forme rectiligne ou courbe,
- la longueur.

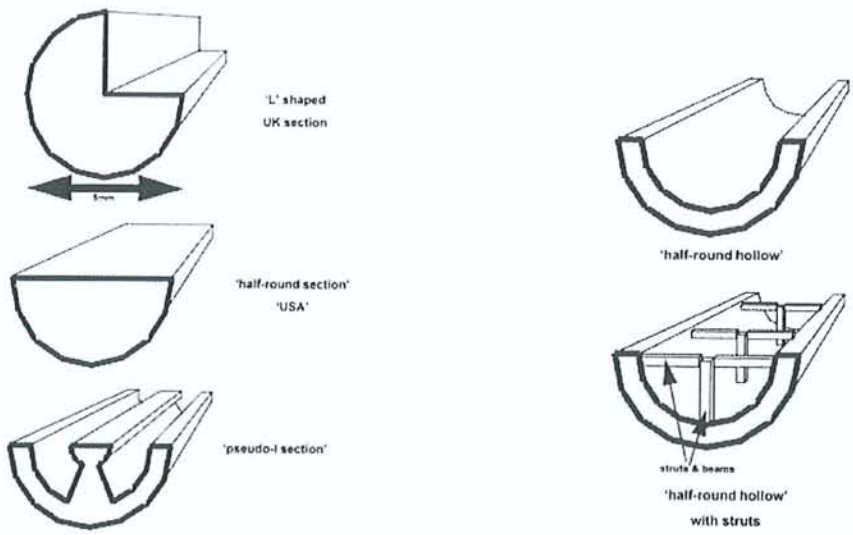


Fig. 11 Schéma montrant les différentes extensions disponibles

Section transversale	Volume mm^3
L	383
Demi-cercle	255
I	145
Demi-cercle creux	112

La rigidité est corrélée au volume de matériau. Il apparaît que les extensions les plus rigides sont les plus volumineuses. Pour un même profil les formes courbes sont plus rigides que les formes rectilignes. Cette analyse prouve que le profil en L avec une forme courbe constitue la forme d'extension la plus résistante à la déformation.

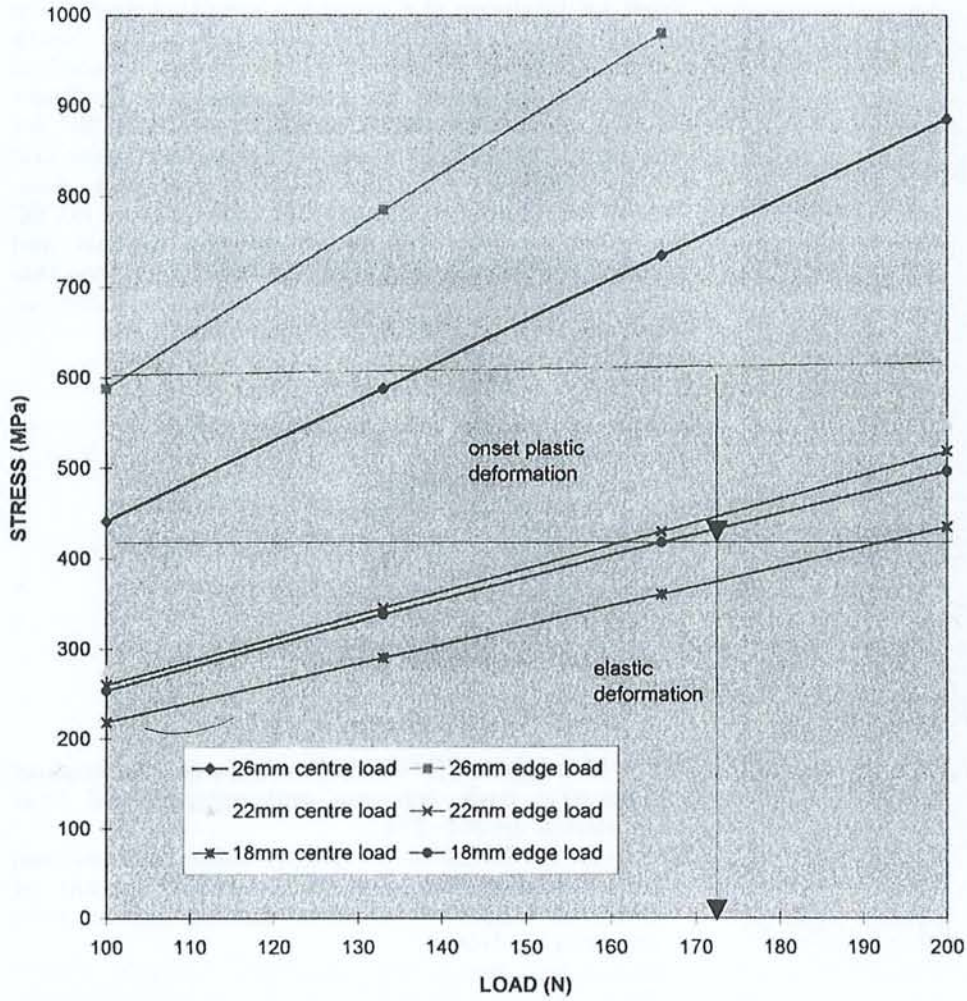


Fig. 12 Le schéma ci-dessus représente les contraintes subies par une extension en L selon la longueur et le point d'application des forces (centré « centre » ou excentré « edge » par rapport à l'axe de l'extension).

Il apparaît que **sur une extension de 26 et 22 mm une rupture peut apparaître pour des forces occlusales physiologiques**. Une étude clinique[61] complète ces données : au-delà de 15 mm en extension, les reconstitutions sur pilotis présentent un taux de survie significativement plus faible.

Le profil le plus résistant des extensions distales est un profil en L avec une longueur de 15mm. Le réglage occlusal doit placer les contacts au centre de l'extension.

V.1.2 Nombre d'implant support

Lorsque dans l'étude précédemment citée[17], le taux de survie des prothèses avec 4 et 6 implants supports sont comparés, il apparaît qu'il n'y a pas de différence statistiquement significative entre les deux groupes après 10 ans, à condition d'utiliser des implants de 10 mm de long. D'après l'auteur, **la notion selon laquelle les contraintes supportées par chaque implant sont moindre si les implants sont plus nombreux n'est pas vérifiée par l'expérience**. Le placement de quatre implants comme support d'une prothèse fixe est donc une solution fiable. Par contre, lorsque la longueur choisie est 7mm il est préférable de placer 5 à 6 implants.

Selon cette étude une reconstitution supra-implantaire fixe complète peut-être soutenue par quatre implants longs. La longueur des extensions ne doit pas dépasser les 15mm.

V.1.3 Mise en charge immédiate

Le système Brånemark décrit à l'origine est une technique en deux temps : l'implant est laissé en position sous périostée durant une période de cicatrisation osseuse initiale de 4 mois à la mandibule, avant la mise en charge fonctionnelle. Cette technique en deux temps a largement fait ses preuves et bénéficie d'un important recul clinique. Différents travaux ont permis le raccourcissement des délais de mise en charge avec une mise en charge précoce, puis immédiate.

Une des premières approches proposées à consister à connecter les piliers de cicatrisation le jour de la mise en place des implants, les implants sont mis en charge mais ne sont pas mis en fonction. Plusieurs études cliniques[24,11,22] prouvent que les résultats obtenus avec cette technique sont équivalents à la technique en deux temps. D'autres études[62,57] ont ensuite prouvées que la mise en charge fonctionnelle immédiate donne les mêmes résultats que le protocole en deux temps.

L'analyse de la mobilité des implants par fréquence de résonance[28,63], montre que, à la mandibule, il n'existe aucune variation significative entre le moment de la pose, à 4 mois et après 1 an de mise en fonction. Par contre au maxillaire, l'ostéointégration d'un implant est meilleure après une phase de cicatrisation sous périostée de 6 mois.

Il apparaît donc que la mise en charge immédiate des implants dans la région symphysaire est un protocole fiable à conditions d'immobiliser les implants pendant la phase d'ostéointégration. Cette approche nécessite d'éliminer les contraintes incontrôlées en fixant une construction rigide sur les implants dès leur mise en place ; la prothèse doit assurer une contention des implants.

Le protocole de mise en charge immédiate repose sur une stabilité primaire des implants grâce à deux conditions :

- **la contention des implants pendant la période des 3 premiers mois**
- **le positionnement des implants dans un os d'importante densité (os symphysaire).**

V.1.4 Le protocole Brånemark Novum ®

La méthode dite du Brånemark Novum® Same Day Teeth[16] propose la mise charge immédiate des implants par la prothèse définitive le jour de la chirurgie. Le traitement chirurgical et prothétique d'un édentement complet mandibulaire est réalisé en un seul jour. **Trois implants supports sont placés dans la région interforaminale dans une position déterminée par l'armature préusinée.** Tous les éléments sont préusinés en titane, seules les dents prothétiques sont positionnées au laboratoire. Le système comprend trois étages:

- l'armature supérieure : transvissée sur l'armature inférieure, elle sert de support aux dents prothétiques,
- l'armature inférieure : elle sert de barre de solidarisation entre les implants et de support à l'armature supérieure. Elle est arciforme et présente une section rectangulaire aux bords inférieurs arrondis.
- les implants associés à un système de guide et de gabarit

1) Phase préopératoire une seule forme d'armature est disponible, il faut donc s'assurer que sa forme s'inscrit dans celle de la mandibule ou que des corrections permettent de ménager l'espace disponible à cette armature.

- Bilan prothétique : une armature est superposée à l'arcade dentaire du patient, à partir d'une empreinte, de la prothèse adjointe ou du montage de dents sur cire.

- Bilan radiographique conventionnel avec une radiographie panoramique, et une téléradiographie de profil pour évaluer l'espace osseux disponible entre les 2 trous mentonniers et les dimensions implantaires. Une incidence occlusale montre la courbure mandibulaire.

- Bilan implanto-prothétique : un montage sur articulateur du modèle maxillaire et du projet prothétique mandibulaire détermine la classe d'Angle, la dimension verticale d'occlusion et la courbe de Spee. L'armature prothétique ne pouvant être décalée par rapport aux implants, les classes II marquées constituent une contre-indication. Seules les classes I et III peuvent être traitées par la technique du Brånemark Novum®. La hauteur cumulée de l'armature supérieure, inférieure et de la partie supra-osseuse des fixtures est de 14,5 mm, une dimension verticale trop basse ne permet pas de réaliser une prothèse dans de bonnes conditions. Deux options sont possibles dans ce cas : augmenter la DVO ou diminuer chirurgicalement la crête osseuse au moment de la pose des implants. Une courbe de Spee inversée, suite à des égressions nécessitent une correction avant le traitement.

2) Phases chirurgicale

Détermination de la position de l'implant médian : le forage est effectué dans le même plan sagittal que le point de symétrie grâce à **l'indicateur de direction** BrånemarkTM 2/3. Cet indicateur permet de vérifier l'orientation correcte par rapport aux dents supérieures en demandant au patient de fermer la bouche à la DVO prédéfinie. Le premier gabarit ou **gabarit guide**, maintenu en son milieu par l'indicateur de direction, permet de visualiser l'emplacement des deux implants distaux et d'évaluer les rapports qui existent avec les trous mentonniers. S'il existe un risque de lésion des nerfs dentaires, le point de trépanation osseux est déplacé vestibulairement.

Lorsque la position de l'implant médian est fixée le foret est utilisé sur toute la hauteur osseuse disponible suivant l'axe passant par la papille rétro-incisive. La mise en place de l'implant médian est la clef de voûte de toute l'intervention, une fois cet implant installé, les différents gabarits et guides déterminent la position des deux autres.

Régularisation osseuse : la réduction osseuse doit ménager l'espace correspondant à l'armature dans le sens vertical et horizontal : une plate-forme osseuse d'une largeur de 7 mm autour du point de trépanation de l'implant médian est requise et la distance entre les incisives maxillaires et la crête alvéolaire mandibulaire doit être de 20 mm. L'indicateur de direction ne doit pas interférer avec les dents, le gabarit maintenu parallèlement au plan frontal, doit appuyer uniformément sur le plateau osseux.

Mise en place des implants

L'armature inférieure est mise en place : le positionnement correct de l'armature, sans interposition de la gencive, est vérifié, puis les vis sont serrées à la clef manuelle progressivement, le serrage doit aboutir à un écrasement uniforme des rondelles de téflon. L'épaulement supérieur des fixtures s'écrase alors légèrement, garantissant ainsi une adaptation passive de l'armature sur les 3 piliers implantaires.

3) Phases prothétiques

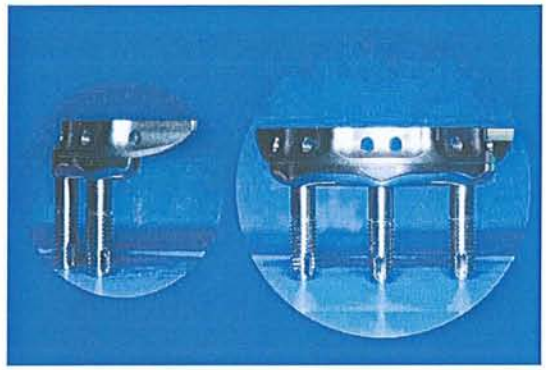
L'armature supérieure est fixée sur une réplique de l'armature inférieure le tout est monté en articulateur. Les dents prothétiques sont montées sur l'armature supérieure à la cire, le montage est essayé en bouche. Si le montage est validé, les dents prothétiques sont repositionnées avec une clef en silicone et fixées sur l'armature supérieure avec de la résine polymérisée sous pression. Il n'y a pas de mise en moufle pour éviter tout risque de déformation de l'armature.

4) Finition

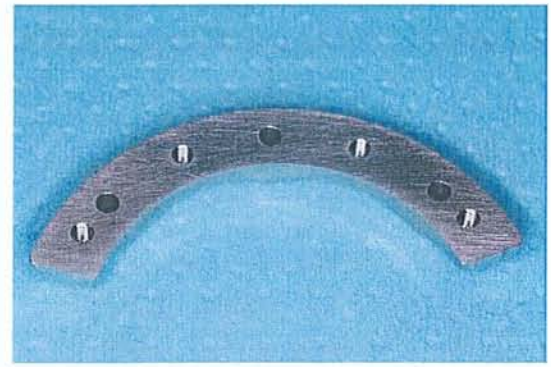
La prothèse est mise en place sur la barre inférieure par les 4 vis de prothèse en titane serrées jusqu'à un couple de 45 Ncm.

Dans une étude[55], 95 patients ont été traités selon cette méthode par la pose de 285 implants (majoritairement posés dans des sites osseux de type 1 ou 2). Les implants utilisés sont de large diamètre (4,5 ou 5 mm en majorité). Les résultats révèlent 18 échecs implantaires, ce qui se traduit par des taux de succès de 95 % à un an et 93,3 % à 3 ans. Une seule prothèse a dû être finalement remplacée par un bridge vissé conventionnel sur armature coulée en métal précieux (taux de succès prothétique de 99 %). La perte osseuse marginale s'est avérée similaire à celle constatée dans la technique conventionnelle (en deux temps).

La méthode dite du Brånemark Novum® Same Day Teeth permet un taux de succès équivalent à celui de la méthode conventionnelle sans imposer au patient les quatre mois d'attente avant la mise en place de la prothèse.

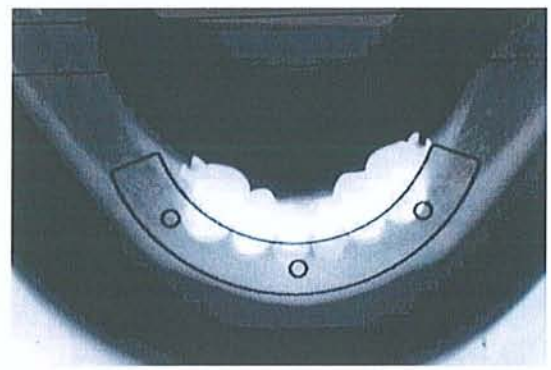


1) Vue d'ensemble implant et armature



2) armature inférieure

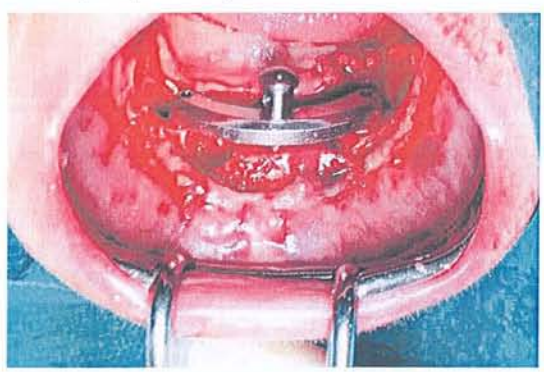
3) Armature supérieure



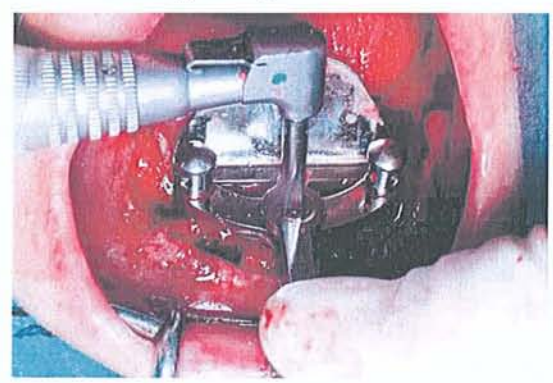
4) Superposition dessin de l'armature et le profil de la symphyse mandibulaire

6) Situation et axe de l'implant médian, évaluation de l'espace prothétique

7) Prévisualisation de l'emplacement des implants distaux avec le gabarit guide

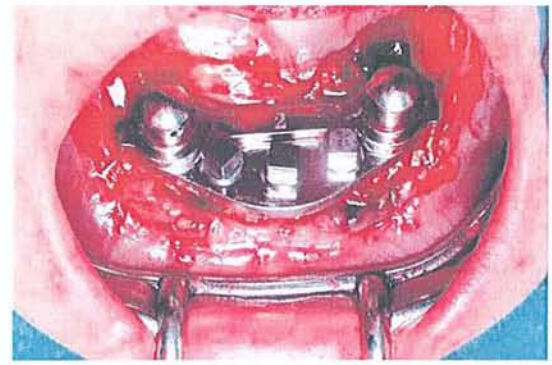


8) Gabarit d'évaluation en place avant régularisation



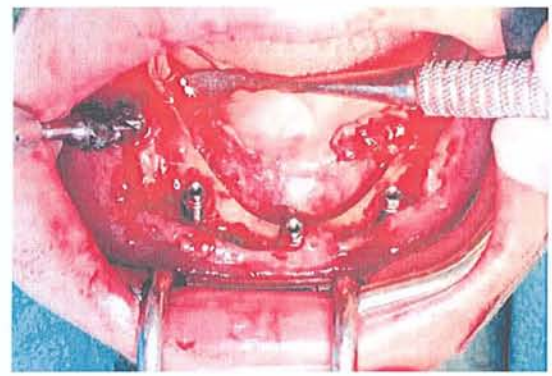
10) Utilisation du gabarit de positionnement

11) Implant médian en place

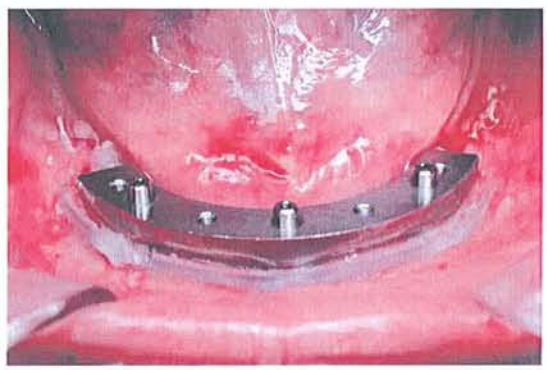


12) Gabarit en V

13) Les 3 implants en place

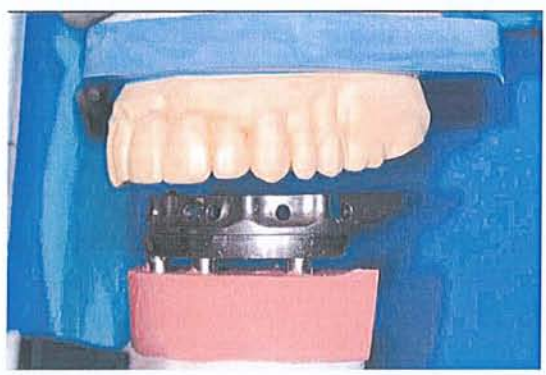


15) Aménagement de l'espace sous les extensions distales



16) Armature inférieure en place

17) Armature supérieure en place



18) Montage de l'armature supérieure

19) Prothèse d'usage en bouche

Les avantages de ce protocole sont de **diminuer les séquences cliniques**, de supprimer les manipulations potentiellement génératrices d'erreurs (empreintes, techniques de coulée) et d'utiliser à l'exception des dents et de la résine de maquillage, que des composants prothétiques préfabriqués assurant un **niveau élevé de précision et de reproductibilité**. La **diminution des coûts** pourrait favoriser son application à un plus grand nombre de patients. L'utilisation de gabarits en titane comme guide de forage élimine toute approximation dans l'insertion des implants. De plus **l'échec implantaire n'implique pas un échec prothétique dans ce concept, puisqu'un nouvel implant peut être replacé en utilisant le gabarit chirurgical, permettant de réutiliser la prothèse d'usage.**

L'inconvénient majeur de cette technique est qu'elle repose sur la mise en place d'une prothèse avec une armature préusinée aux dimensions standards. **Ce concept ne s'adresse donc pas à tous les patients et chez les patients adéquats, il impose d'adapter la forme de la crête osseuse à l'armature.** Certains auteurs ont donc modifié le protocole Branemark Novum® et proposent d'effectuer la mise en charge immédiate avec une prothèse provisoire réalisée avant la pose des implants : la prothèse provisoire est fabriquée d'après le montage en articulateur de modèles de travail sur lesquels l'emplacement des futurs sites implantaires est reporté. La prothèse provisoire est rebasée en bouche sur des cylindres provisoires. Ce protocole est connu sous le nom de **protocole du bridge de Hong-Kong**. On peut penser aujourd'hui que le protocole Novum a apporté une approche innovante mais que les logiciels spécifiques et les guides chirurgicaux personnalisés constituent une approche plus performante car ils permettent la mise en charge immédiate de la prothèse provisoire ou définitive réalisée sur mesure. (Cf IV.3).

V.2 Les prothèses all-on-four

Le protocole pour placer des reconstitutions fixes complètes types céramo-métalliques supra-implantaires consistent à utiliser un nombre d'implant important (entre 6 et 8) en respectant un parallélisme entre l'axe des implants et l'axe des forces. Cette approche semble logique mais le positionnement d'implants dans les zones postérieures se heurte

souvent à des obstacles anatomiques. Une mandibule avec une forme ovale est une situation favorable au placement d'implant dans la région symphysaire : les foramina mentonniers généralement placés en situation postérieures autorisent des extensions courtes et la courbure de la base osseuse permet de positionner les implants selon un arc de cercle. Au contraire sur une mandibule rectangulaire les foraminas sont plus souvent dans une situation antérieure et la région symphysaire impose un alignement des implants. De plus il arrive que sur son trajet, le canal dentaire effectue une boucle antérieure en avant du foramen mentonnier. Au maxillaire ces problèmes se posent lorsque les sinus sont très volumineux ou qu'il existe une importante résorption. Les solutions habituellement proposées pour éviter ces **obstacles anatomiques** sont :

- solutions chirurgicales : déplacement anatomiques, greffes autogènes avec les risques de paresthésie et d'échec que cela implique.
- positionnement d'implant court. Hors les implants courts sont associés à un taux de succès plus faible dans le cas des reconstitutions complètes[27].
- extension plus longue mais au-delà de 15 mm le taux d'échec augmente (Cf V.1.1)

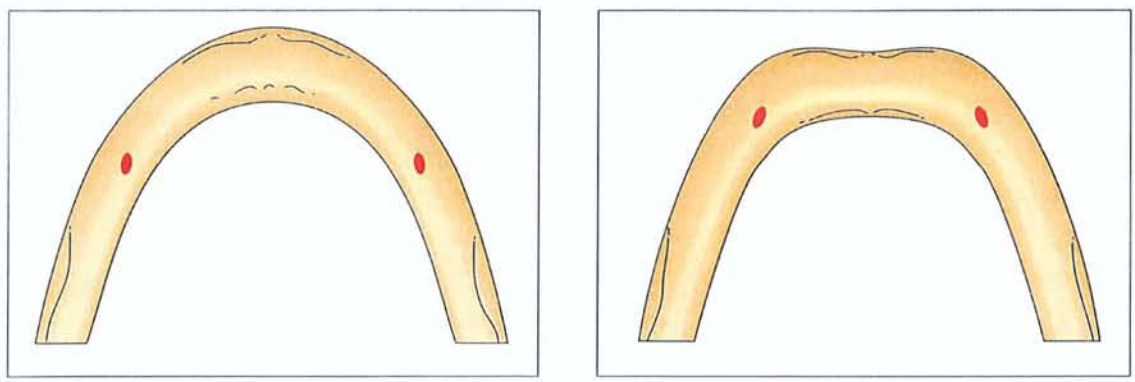


Fig 13 : exemple de deux formes extrêmes de mandibule. A gauche une mandibule ovale, les foramen mentonniers sont sur la partie médiane du corps mandibulaire. A droite une mandibule rectangulaire, les foramen mentonniers sont sur la partie antérieure du corps mandibulaire.

V.2.1 Les implants inclinés

La solution proposée repose sur le placement d'un implant long et incliné comme ancrage postérieur[41]. Cette configuration permet d'éviter les obstacles anatomiques et d'obtenir un **ancrage bi-cortical** (paroi du sinus ou paroi du canal dentaire) pour une stabilité primaire accrue. L'inclinaison d'implant dans la région maxillaire peut se faire de deux manières : l'implant suit la paroi postérieure du sinus et engage la fissure ptérygomaxillaire, il est incliné mésialement. Il est également possible de placer un implant le long de la paroi antérieure du sinus, il engage la paroi intersinuso-nasale et est incliné distalement. A la mandibule l'implant suit la paroi du canal dentaire si celui-ci effectue une courbe antérieure.

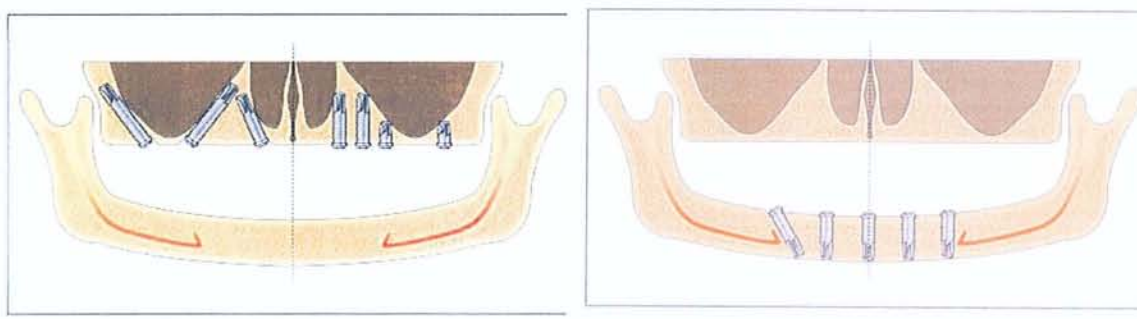


Fig. 14 Implants inclinés et non inclinés. L'inclinaison entre 25 et 30° permet de placer des implants plus longs dans des zones d'importante densité osseuse.

L'obstacle à l'utilisation d'implant incliné est la création d'un important **bras de levier** qui induirait une résorption sur l'os. Mais les analyses expérimentales, numériques et cliniques diminuent l'importance de ce phénomène. Il est prouvé que l'inclinaison d'un implant unitaire induit effectivement une résorption osseuse par apparition d'un bras de levier[20,21]. Mais il apparaît que si l'implant incliné est réuni, par une reconstitution complète à d'autres implants, ces contraintes sont partagés, **le phénomène de bras de levier est compensé par la rigidité de la prothèse**[23].

Une étude clinique confirme ce résultat : 66 implants angulés (30 au maxillaire, 36 à la mandibule) sont placés chez 47 patients. A la mandibule les implants sont inclinés en

distal avec une angulation de 25 à 35 degrés, ils suivent la paroi antérieure du canal dentaire. Au maxillaire les implants sont inclinés selon un axe antéropostérieur de 30 à 35 degrés. Le protocole utilisé est en deux temps avec une mise en fonction à trois mois à la mandibule et 6 mois au maxillaire. Les piliers angulés sont utilisés lorsque l'inclinaison est supérieure à 30°. Les prothèses partielles ou complètes sont réalisées en alliage précieux ou en titane recouverts de dent en résine acrylique. **A 5 ans le taux de succès des implants inclinés est de 98%.** Chez un des patients de l'étude, les piliers implantaires sont remplacés par des jauges de contraintes dans le but de comparer les contraintes enregistrées sur les différents implants supports. Chez ce patient les contraintes enregistrées (axiales et bras de levier) sont les mêmes sur les implants inclinés et non inclinés. Un modèle numérique du même cas est réalisé, il apparaît que le placement d'implant non incliné augmente la longueur de l'extension distale, les contraintes enregistrées sont largement supérieures. L'auteur en conclut que dans le cas des réhabilitations complètes **la position de la partie coronaire de l'implant est plus importante que son axe**. D'autres études cliniques effectuées dans le cas de maxillaire fortement résorbés confirment ces résultats[10,67,46].

Les implants longs, placés selon un axe incliné dans des zones d'os cortical, constituent un ancrage postérieur fiable dans les reconstitutions fixes complètes. Cette solution constitue une alternative plus simple que les techniques de chirurgie préimplantaire et permet la réalisation d'extensions plus courtes.

Remarque : dans l'étude clinique citée les auteurs affirment que le placement d'implants inclinés n'est pas une intervention plus complexe que le placement d'implants conventionnels. Cependant aucune précision n'est donnée sur le type de guide chirurgical utilisé, mais on peut penser que la proximité de zones anatomiques impose un positionnement très précis et l'utilisation de guides chirurgicaux avec des cylindres de guidage.

V.2.2 Le protocole all-on-four

Le protocole all-on-four proposé par Malo P. (Maló Clinic, Lisbonne, Portugal) est la réhabilitation des édentements mandibulaires par une **prothèse fixe complète avec une mise en charge immédiate sur quatre implants supports**[44]. Le but est de simplifier au maximum le protocole habituel de traitement. Ce protocole novateur repose sur les études précédemment cités :

- les implants longs sont inclinés pour les placer dans un os de forte densité, ce qui permet une mise en charge immédiate.
- la réunion des implants par une prothèse complète fixe permet de compenser l'inclinaison des implants et assure une contention nécessaire à leur ostéointégration

1) L'insertion des implants suit une procédure standard, le couple d'insertion est au minimum de 40 Ncm, si nécessaire le site implantaire est sous préparé. La longueur des implants varie de 10 à 18 mm, leur diamètre est de 4mm pour les implants postérieurs, 4 ou 3,75 mm pour les implants antérieurs. Les implants sont posés à l'aide du **guide chirurgical spécial (CM Guide)**, conçu par Paulo Maló. Ce guide est constitué par une bande de titane préformée pour être en relation occlusale avec la mâchoire antagoniste. Il doit permettre de placer les implants en fonction de l'arcade antagoniste. Il est stabilisé par une tige centrale logée sur l'axe médian dans un puits réalisé avec un foret de 2 mm. Les deux implants postérieurs sont d'abord placés en avant des foramen mentonnier et émergent au niveau des prémolaires, avec une inclinaison distale de 30° par rapport au plan d'occlusion. Le coin inférieur de l'implant le plus postérieur est au niveau osseux.

Les deux implants les plus antérieurs sont ensuite placés de part et d'autre de la ligne médiane en suivant la concavité de la symphyse mandibulaire, ils sont donc inclinés dans le sens vestibulo-labial.

Les piliers implantaires sont angulés à 17 ou 30° sur les implants antérieurs, à 30° sur les implants postérieurs.

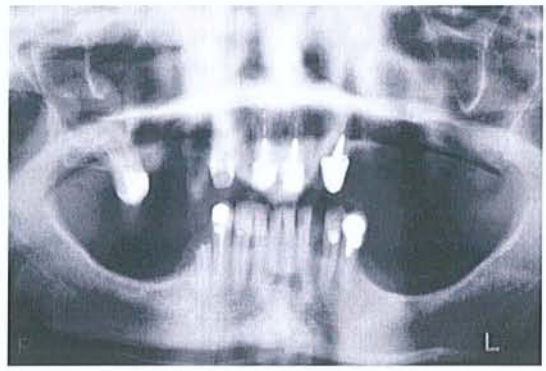
2) La prothèse immédiate est une prothèse en résine acrylique renforcée par un bandeau métallique mise en place deux heures après la chirurgie. Elle est réalisée d'après une empreinte implantaire classique.

3) La prothèse finale de 12 dents est mise en place 4 à 6 mois après.

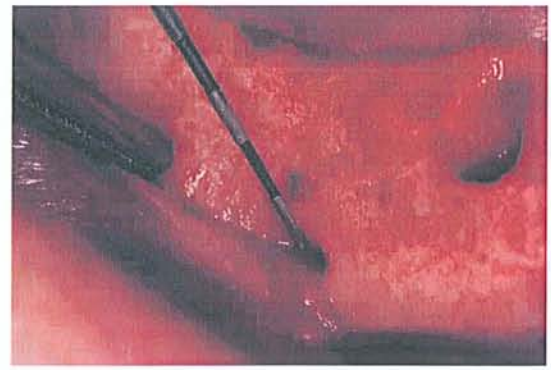
Remarque : la description du guide utilisé n'est pas donnée en détail dans l'article cité.

Paulo Maló a traité 44 patients avec un édentement mandibulaire selon cette méthode. L'arcade antagoniste est indifféremment une arcade naturelle, une prothèse amovible ou une prothèse fixe. Le taux de survie à 3 ans des implants est de 96,7%, le taux de résorption osseuse est jugé normal. Il est à noter que chez les 24 premiers patients inclus dans l'étude, des implants sont placés en nourrice pour assurer un support de la prothèse en cas d'échec implantaire.

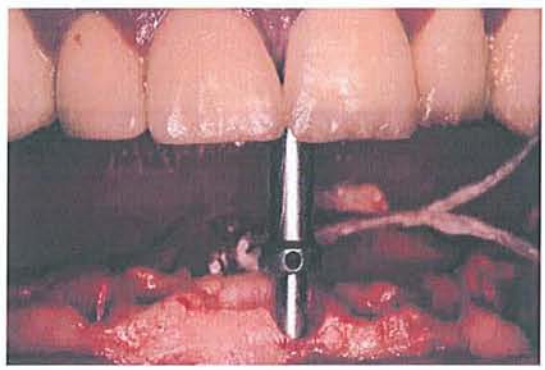
L'échantillon de patients présenté dans cette étude est trop faible pour valider ce protocole. Cependant il s'agit d'une solution thérapeutique raisonnée qui permet de réhabiliter un édentement complet en deux heures après la phase chirurgicale, à un coût moins élevé que les solutions habituellement proposées.



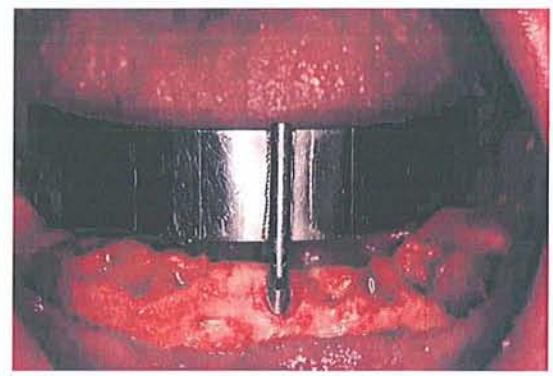
1 Radiographie préopératoire



2 Emergence du nerf dentaire inférieur au foramen mentonnier



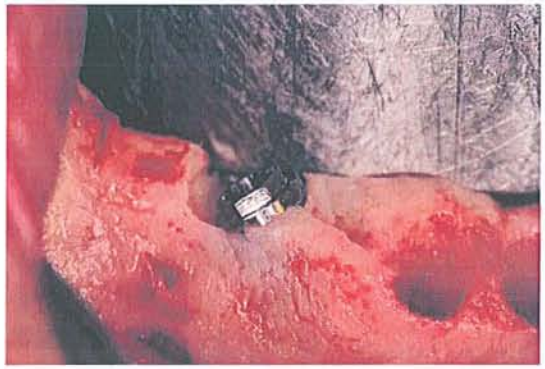
3 L'axe médian est déterminé avec une tige de parallélisme



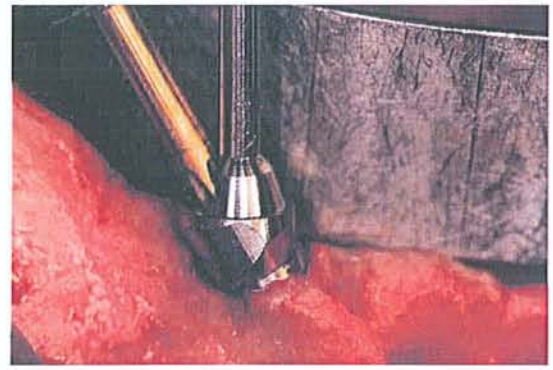
4 Le CM Guide est fixé au niveau de l'axe médian

5 Préparation du puits d'ancrage de l'implant distal avec un foret incliné à 30°

7 L'implant MKIII est posé à vitesse lente et couple élevé

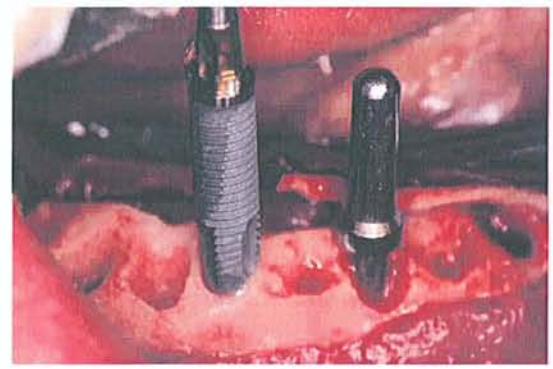


8 Enfouissement du col implantaire sous la crête osseuse



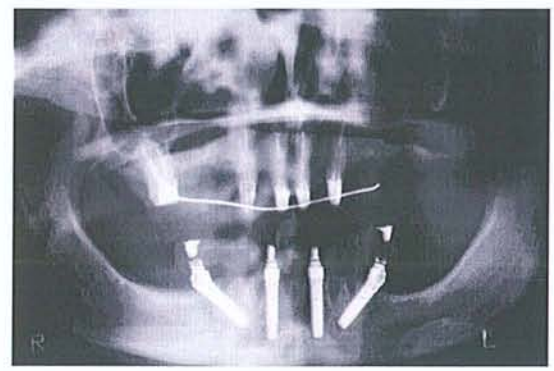
9 Pilier MultiUnit 30°. L'axe d'émergence des vis de prothèse est vertical

10 Vissage du pilier postérieur



10 Mise en place des piliers antérieurs

11 Vue postopératoire



12 Cliché post opératoire

V.3 L'implantologie assistée par informatique : guide chirurgicaux personnalisés

Dernièrement certains auteurs ont proposés l'utilisation de guides chirurgicaux de forage couplé avec des logiciels d'aide au diagnostic (programme **SimPlant/SurgiCase® et SAFE System®**). Le guide chirurgical est constitué d'une base réalisée par **stéréolithographie**, dotée de cylindres de guidage et de buté de profondeur. Il est maintenu par des vis d'ostéosynthèse et permet de placer l'implant dans l'exacte position et profondeur prévue par la planification implantaire. Lorsque la précision du positionnement des implants par une technique conventionnelle et par les guides de forages est comparée, il apparaît que **les guides de forage permettent un positionnement 4 fois supérieure à ce que l'on peut obtenir par une technique conventionnelle** (entre 0,41 mm et 0,92 mm de précision avec un guide de forage contre 3,71 mm en technique conventionnelle).

Ce système permet d'envisager une chirurgie minimalement invasive (implants transmuqueux) et le placement d'implants dans des zones anatomiques à risque (zone ptérygoidienne, paroi sinusienne) en toute sécurité et avec une grande précision. Cette technique permet également de confectionner la prothèse provisoire ou même définitive avant la mise en place des implants, à partir des données digitalisées. Selon le même principe le procédé **Nobel Guide** est un système qui permet de coupler les données digitalisées à partir du projet prothétique et les données tomodensitométriques numérisées. La somme de ces données permet de procéder à la pose virtuelle des implants, de concevoir le guide chirurgical personnalisé et de préparer préalablement des prothèses provisoires ou finales par usinage.

Les procédés SAFE System et Nobel Guide offrent la possibilité d'appliquer lors de l'intervention toutes les décisions prises le jour de la planification implantaire avec un haut niveau de précision. Il est envisageable d'effectuer la mise en charge immédiate de la prothèse définitive.

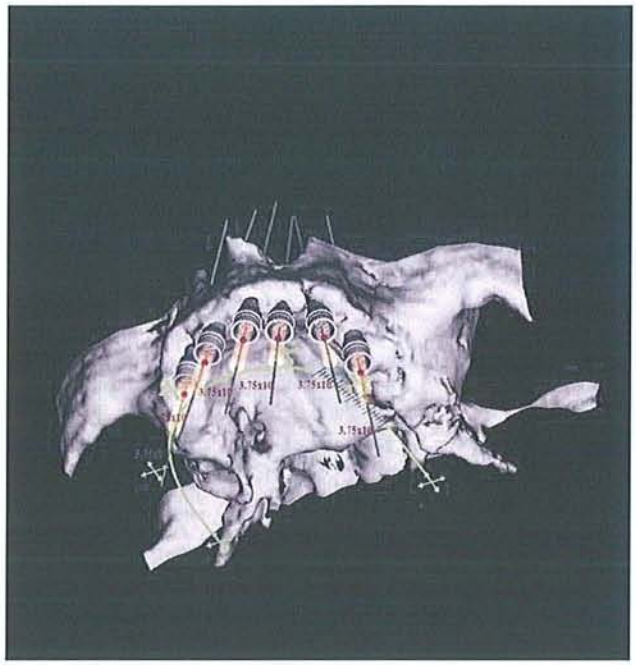


Fig. 15 Imagerie en 3D avec planification implantaire grâce au logiciel Procera Software clinical design®.

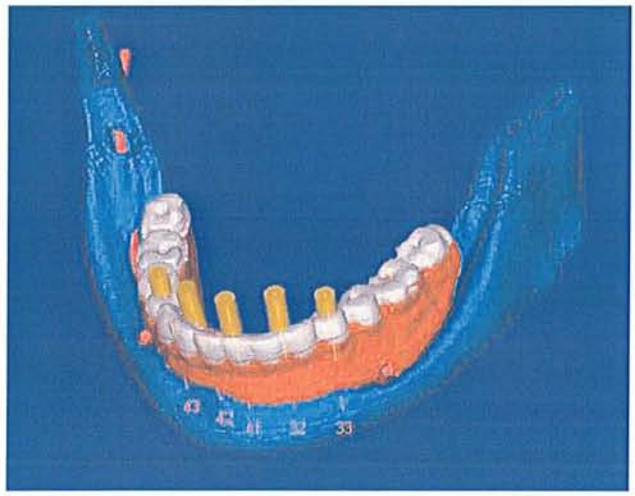


Fig. 16 Modélisation 3D avec planification prothétique, implantaire et visualisation du nerf alvéolaire inférieur grâce au logiciel SimPlant/SurgiCase®.

VI. ADAPTATION DE L'ARMATURE

Toute imprécision d'adaptation latérale de l'armature (armature non passive) sur les piliers induit une contrainte permanente et peut entraîner une complication sur les pièces implantaires ou sur l'interface os-implant. Les précontraintes agissent comme un cofacteur : en l'absence de contrainte occlusale elles ne sont pas suffisantes pour entraîner une perte d'ostéointégration. En effet des prothèses volontairement inadaptées et sans contacts occlusaux, placées chez l'animal, n'induisent pas de perte d'ostéointégration[6,39]. Tous les implants restent ostéointégrés pendant la durée d'observation. L'analyse histologique de l'ostéointégration ne révèle pas de différence entre le groupe témoin et le groupe contrôle. Comme le montre une modélisation numérique[28] lorsque précontraintes et contraintes occlusales sont associées, l'os cortical de la région cervicale subit des valeurs élevées de contraintes pouvant induire une résorption. Par contre le niveau d'imprécision à partir duquel une armature peut induire un échec est mal connu : dans la simulation numérique précédemment citées un défaut d'adaptation est modélisé comme un décalage de 50µm entre l'armature et le pilier. Selon Branemark le niveau d'adaptation des armatures supra-implantaires doit être de 10µm. Ces défauts proviennent de variations dimensionnelles lors de la chaîne de réalisation de la suprastructure.

VI.1 Empreinte

Lorsque les transferts d'empreinte sont déplacés les analogues d'implants placés sur le modèle de travail ne reproduisent plus fidèlement la position des implants en bouche. Pour chacune des techniques d'empreinte on retrouve deux causes d'erreur : **la déformation du matériau à empreinte et une erreur de repositionnement.**

Pour les techniques d'empreinte indirecte ou à ciel fermé, le repositionnement des transferts est contrôlé avec une loupe binoculaire. Pour les empreintes directes, à ciel ouvert ou pick-up le risque de déformation du matériau à empreinte existe lors de l'enregistrement de plusieurs implants non parallèles.

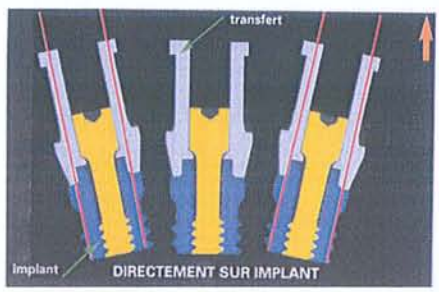


Fig. 17 Empreinte directe d'implants divergents avec un système antirotationnel aux parois verticales. Le retrait induit des contraintes et des déformations du matériau.

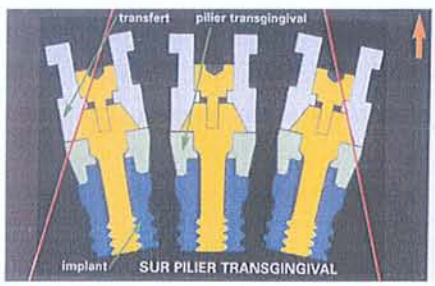


Fig. 18 Empreinte directe d'implants divergents dotés de leur connexion. Lorsque le système de connexion est de dépouille, le retrait se fait sans contrainte, même si les implants sont très divergents.

Les transferts peuvent également être déplacés lorsque les analogues sont vissés. Pour l'éviter il est préconisé de solidariser les transferts d'empreinte avant le retrait par une attelle en résine sans expansion (DURALAY®). Il existe aussi les empreintes type

snap-on où des transferts en plastiques permettent d'enregistrer la position de piliers usinés.

Toutes les études montrent que quelque soit la technique d'empreinte utilisée, des distorsions existent. Pour les cas simples (implants peu nombreux, axes parallèles), la technique indirecte ou snap-on peut être utilisée ; pour les cas plus complexes la technique directe modifiée avec une attelle en résine semble la plus précise. Les matériaux rigides monophasés (Impregum-ESPE®) permettent de minimiser les déformations à la désinsertion.

VI.2 Modèle de travail

VI.2.1 Coulée et fractionnement

Une étude in vitro[70] s'intéresse à la précision des modèles en plâtre, préparés avec trois systèmes de die différents, le système Pindex®, le système DVA® avec base plastique et le système Ko Tray®. Les caractéristiques des modèles sont évaluées non sectionnés, après section et après 30 manipulations de dépose des segments. Le maître-modèle de référence est en aluminium avec cinq répliques de piliers implantaires. Les empreintes de ce modèle sont réalisées avec un matériau polyéther. Les modèles en plâtre sont sectionnés et chaque secteur sectionné est déposé et replacé 30 fois. La comparaison entre le modèle de référence et les modèles expérimentaux est effectuée avec un microscope à balayage. Cette étude expérimentale prouve que **la précision diminue avec les étapes de fractionnement quelque soit le système utilisé.** Les auteurs de cette étude recommandent donc d'utiliser un **modèle en plâtre non modifié pour réaliser des prothèses supra-implantaires.**

VI.2.2 Validation du modèle de travail

Il faut s'assurer que le modèle de travail est strictement conforme à la situation buccale, cette validation se fait avec des clés de repositionnement : la clé doit pouvoir être vissée sur le modèle de travail et en bouche sans contraintes (test de Scheffield). Si le matériau constituant la clé se fracture, celle-ci est resolidarisée en bouche et le modèle de travail est corrigé.

Les techniques d'empreintes conventionnelles et celles de fabrication traditionnelles des maîtres-modèles impliquent toujours de nombreuses manipulations susceptibles de compromettre la précision finale du maître-modèle. L'ajustage clinique final peut donc être compromis, même si l'ajustage de l'armature sur le maître-modèle est optimal. Ainsi, les photographies en 3D de la situation clinique ont été expérimentées comme une alternative pour remplacer la prise d'empreinte. Cette technique a montré une adaptation clinique comparable pour les armatures usinées issues d'une photographie 3D et celles réalisées à partir d'un maître-modèle conventionnel[37].

On peut donc imaginer que ces techniques d'empreinte digitale soient directement utilisées en bouche, les données concernant la position des implants seraient ensuite envoyées au centre d'usinage.

VI.3 Réalisation de l'armature

VI.3.1 Techniques coulées

1) Coulée conventionnelle

Les déformations rencontrées dans les techniques de coulée proviennent de la manipulation de la maquette en cire et de la rétraction du métal au refroidissement. Pour évaluer les distorsions issues de la coulée, des jauges de contraintes sont placés sur des prothèses supra-implantaires coulées. Toutes les prothèses sont coulées en alliage précieux de manière conventionnelle (coulée monolithique, essayage par les moyens cliniques habituels). Cette expérience in vitro révèle que **les prothèses fixes partielles supra-implantaire conçues par les techniques de coulée présentent toujours des défauts d'adaptation**. Deux groupes scellées et vissées (cylindre usiné et cylindre calcinable) sont testés pour vérifier l'hypothèse selon laquelle le ciment de scellement permet de compenser un défaut d'inadaptation en comparaison des prothèses vissées.

Il apparaît que :

- des précontraintes persistent quelque soit le moyen de fixation sur les piliers implantaires, même après contrôle de l'adaptation des prothèses par des moyens cliniques.
- les prothèses scellées en alliage précieux présentent les précontraintes les plus faibles par rapport aux prothèses vissées.
- les prothèses vissées réalisées à partir de cylindre usiné ou par cire perdue induisent les même précontraintes. Le bénéfice de ces cylindres usinés se situe au niveau de la précontrainte de vissage.

Toutes les études in vitro effectuées avec des armatures monolithiques coulées confirment ces résultats.

Seules les prothèses en alliage précieux, scellées sur des piliers en or peuvent être réalisées par coulée conventionnelle. Pour les autres cas de figure, les défauts inhérents à la technique de coulée doivent être corrigés par brasure, électroérosion ou soudure au laser de nouveaux cylindres usinés. Les méthodes habituelles pour évaluer la précision des armatures supra-implantaire (radiographie, test de percussion, inspection visuelle et tactile) ne permettent de détecter que des macrodéfauts (50µ au minimum), de plus elles sont toutes subjectives. Hors le niveau d'adaptation conseillé d'une armature supra-implantaire est entre 10 et 50 µ.

Certains auteurs[40] ont donc proposés l'utilisation du periotest® : un manque d'adaptation entre l'armature et les piliers implantaires se manifesterait par une mobilité détectable. Une expérience in vitro compare la mesure des défauts par vidéographie laser entre l'armature et les analogues de pilier et les défauts detectés par le periotest®. Il est prouvé que le périotest est un moyen fiable de tester l'adaptation d'une armature sur ces piliers, il permet de dépister les micros défauts. Cependant cet outil ne permet pas d'orienter le clinicien vers une correction éventuelle.

2) Brasure[26]

La brasure consiste à réunir les éléments unitaires après leur essayage clinique. Les éléments unitaires sont solidarisés en bouche avec de la résine DURALAY® ou avec un plâtre à prise rapide, puis renvoyés au laboratoire où ils sont réunis par l'apport d'un alliage à l'état liquide. Pour les armatures recouvertes par de la résine les brasures sont effectuées avant l'application du matériau cosmétique (brasure primaire). Lorsqu'il s'agit de reconstruction céramo-métallique les brasures sont effectuées après la cuisson de la céramique (brasure secondaire).

Les joints obtenus par brasure sont fiables du point de vue mécanique[18]. Mais ce procédé présente de nombreux inconvénients :

- Les brasures demandent un protocole rigoureux pour éviter leur oxydation au risque d'un résultat insuffisant sur le plan mécanique. Pour cette raison elles ne sont pas réalisables sur des armatures en titane du fait de la grande affinité de ce métal pour les gaz.

- l'alliage d'apport doit avoir une température de fusion inférieure à la céramique dans le cas des brasures secondaires. La température de fusion de l'alliage d'apport interdit l'utilisation de céramiques basse fusion et les retouches de céramiques.

- La réalisation de brasures pour une suprastructure transvissée sans système antirotationnel est plus complexe. Elle demande la réalisation de patte de brasure avec un profil autobloquant : lors de l'essayage et de la solidarisation en bouche des éléments unitaires, il ne doit pas y avoir de doute au sujet de leur position.

Les brasures secondaires sont donc un moyen fiable de réunir les éléments unitaires d'une suprastructure métallique pour en assurer un ajustage passif. Cependant leur complexité et leur coût de réalisation élevé a provoqué leur abandon au profit des techniques de soudure au laser.

3) Soudure au laser avec des cylindres usinés : méthode Cresco-Ti Precision®

La suprastructure après la coulée est repositionnée sur le modèle de travail, les cylindres issus de la coulée sont sectionnés à la fraise par une machine outil, de nouveaux cylindres usinés sont soudés au laser. La méthode Cresco-Ti Precision® est **réservée aux armatures vissées**. Le plus souvent l'armature est coulée en titane mais cette méthode s'adresse aussi aux alliages précieux et non précieux.

Une analyse expérimentale en élément fini et sur test de rupture montre que les joints soudés au laser ont un comportement mécanique différent des zones non soudées[32]. L'analyse en microscopie électronique des surfaces de fracture d'une armature non soudée montre un rétrécissement et une surface irrégulière : il y a eu déformation avant rupture, l'alliage a donc un comportement ductile. La surface de fracture d'un joint soudé ne montre pas de rétrécissement et présente une surface régulière (comportement

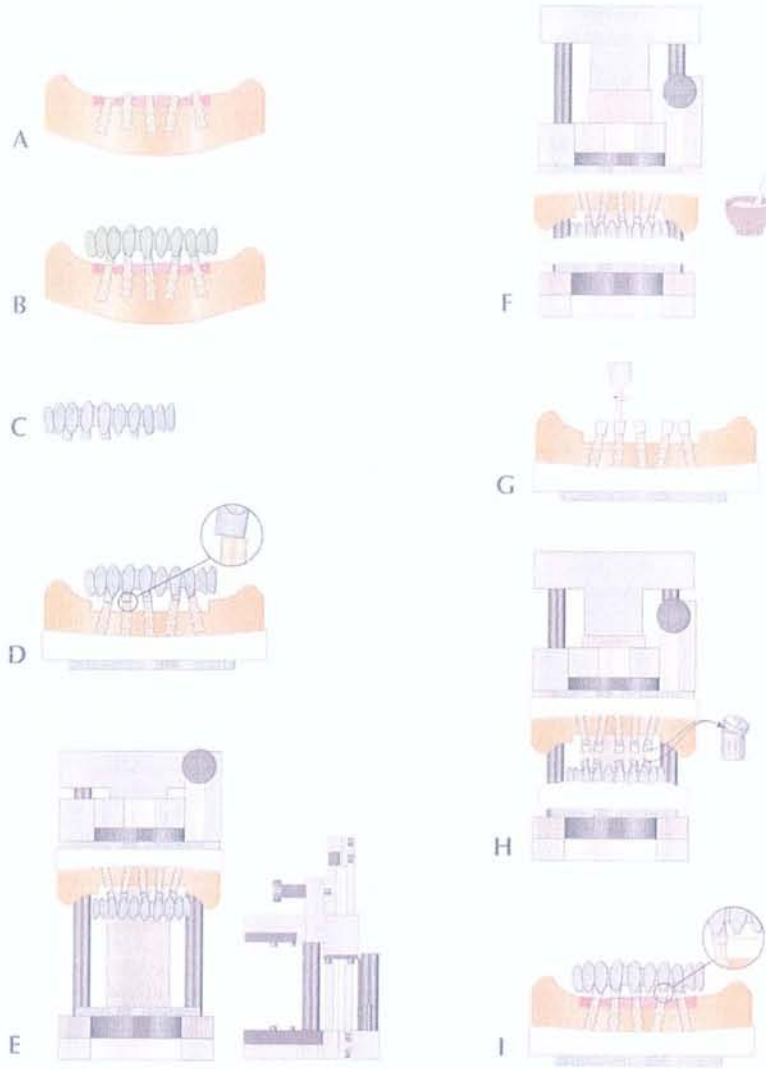
fragile). Les soudures au laser, selon cette méthode, n'induisent pas de porosité. Les tests de rupture montrent que toutes les fractures se déroulent entre l'alliage de base et le joint. Il y a une diminution du pourcentage d'élongation, une augmentation de la résistance à la rupture et à la déformation. La soudure au laser induit donc un écrouissage. L'analyse en élément fini montre que les contraintes se concentrent au niveau du joint de soudure mais restent inférieures aux valeurs de résistance à la rupture. Malgré ces modifications de microstructures cette étude prouve que les joints soudés au laser ont une résistance à la rupture suffisante.

Ces résultats sont confirmés par des études cliniques : une étude comparative à 5 ans[54] entre ces armatures et les armatures coulées en or montre un taux de succès équivalent.

Du point de vue clinique et expérimental, la méthode Cp-Ti est un moyen fiable pour obtenir des armatures vissées passives. Le coût de réalisation inférieur et la haute reproductibilité de cette méthode la rend plus attractive que les brasures.

Contrairement à la technique Procera, la technique Cresco peut être réalisée dans un laboratoire conventionnel doté de la soudeuse laser. Le coût est très inférieur à la technique usinée : 35$ US et 10 mn de travail par implant pour la procédure de soudage[43]. Enfin elle peut être employée chaque fois que les implants sont divergents sans faire appel à des piliers angulés grâce à la conception d'armature directement transvissée sur les implants avec une fente profonde dans la tête de vis et un tunnel d'accès élargi.

Fig. 19 Protocole de soudure au laser Cresco-Ti Precision®



A. Maître modèle et analogue d'implant
B. Maquette en cire de l'armature
C. Coulée de l'armature
D. Armature coulée rattachée au maître modèle par de la cire collante. Des défauts d'adaptation horizontaux et verticaux apparaissent.
E. Maître modèle avec l'armature montée sur la machine outil
F. Le maître modèle est retirée de la machine, la position spatiale de l'armature par rapport au maître modèle est conservée grâce à du plâtre
G. Les cylindres usinés sont revissés sur les analogues d'implant
H. Le maître modèle est replacé sur la machine outil, la base de chaque unité de l'armature est sectionnée selon le même plan que celui des cylindres.
I. L'armature et les cylindres usinées sont assemblés par soudure au laser.

4) Electroérosion : Secotec Spark Erosion System®

L'électroérosion crée des étincelles entre l'électrode et la pièce métallique, qui érodent le substrat métallique et éliminent les irrégularités de surface. Elle peut-être utilisée sur les armatures vissées ou scellées avant ou après céramisation. Lorsque l'adaptation d'armatures coulées est mesurée au microscope[34] il est confirmé que sans modification l'adaptation des armatures coulées en or est meilleure que celle des armatures coulées en titane. Cette étude montre également que :

- L'électroérosion améliore l'adaptation des armatures coulées en titane et en or.
- L'électroérosion permet d'amener les armatures en titane à un niveau d'adaptation compatible avec une adaptation passive.

VI.3.2 Techniques usinées: la technique Procera®

Le technicien de laboratoire fabrique une maquette en résine de l'armature définitive. La forme de la maquette est enregistrée par une capture au laser. Une machine à mesurer les coordonnées (CMM : coordinate measuring machine) enregistre la position des analogues d'implants sur le maître-modèle. Les données sont superposées et permettent le fraisage de l'armature dans une masse unique de titane par une machine numérique contrôlée par ordinateur (CNC). Le technicien a la possibilité de polymériser des dents en résine ou de monter de la porcelaine basse fusion sur l'armature métallique.
La comparaison in vitro des armatures usinées Procera® et des armatures coulées en alliage précieux montre une meilleure adaptation des armatures usinées. Une série de 20 armatures sont fabriquées à partir du même maître modèle, la moitié par usinage, l'autre moitié par coulée[35]. L'adaptation est mesurée avant et après céramisation. Les armatures usinées montrent une meilleure adaptation que les armatures coulées. La déformation induite par la céramisation de l'armature en titane est minime.

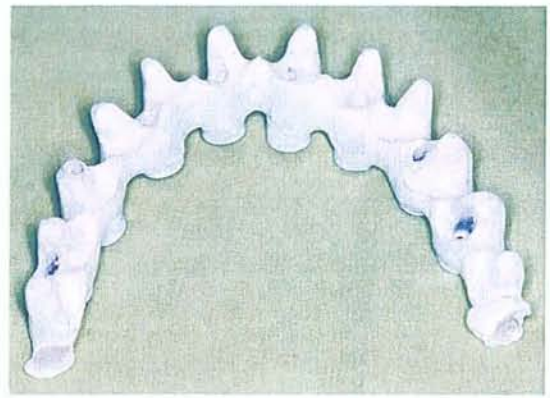
La comparaison des taux de survie et de complication entre les armatures usinées Procera® et les armatures coulées en or ne montre pas de différence[53]. Il n'y a pas de différences majeures quant au taux de survie des implants et des prothèses entre le

groupe en titane fraisé et le groupe témoin des coulées conventionnelles. Aucune complication mécanique majeure n'a été enregistrée et la réponse osseuse était similaire dans les deux groupes. Les fractures importantes de porcelaine ont une fréquence équivalente dans les deux systèmes, mais les éclats superficiels semblent plus fréquents pour les porcelaines basses fusion. Cette différence, initialement rapportée n'est plus retrouvée dans les études plus récentes[36], elle est certainement en rapport avec l'apprentissage de cette nouvelle technique.

L'expérience a prouvé que **la nécessité d'un rendez-vous clinique particulier, pour tester l'ajustage de l'armature, n'est plus indispensable avec les armatures usinées.**

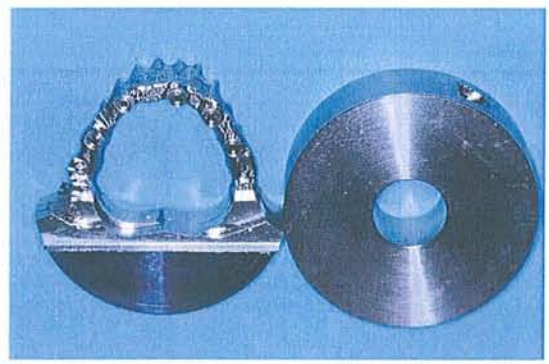
Le procédé industriel permet une précision d'ajustage supérieure et une haute reproductibilité en comparaison du procédé de coulée. Sachant que les imperfections de la coulée sont majorées pour les pièces de volume important, la technique usinée apparaît incontournable pour les prothèses fixes de grande étendue.

1) Prémontage validé

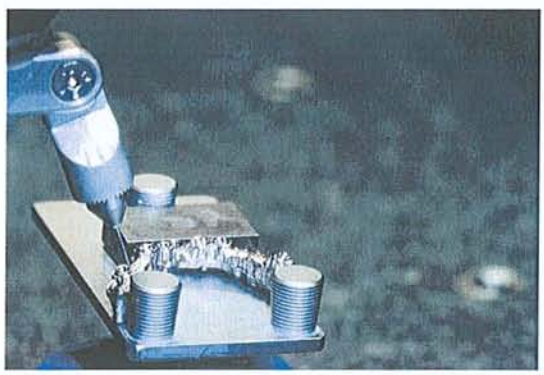


2) Maquette en résine réalisée d'après le prémontage

3) La maquette en résine est scannée



4) Un bloc de titane plein et une armature fraisée avant sa séparation du bloc



5) L'armature terminée la position des cylindres est contrôlée par la machine à mesurer les coordonnées

6) Armature terminée et polie

VII. COMPLICATIONS ET ECHECS MECANIQUES

Les complications mécaniques sont :

- fracture du pilier, de l'armature ou de la céramique
- dévissage, descellement, perte du matériau d'obturation de la vis.
- fracture d'implant et de la vis
- perte d'ostéointégration par surcharge occlusale

Le succès est le maintien de la structure prothétique et/ou implantaire in situ en l'absence de toute complication pendant la durée d'observation. Le succès du ou des implants est apprécié par les critères suivants :

- ne cause pas de réaction allergique, toxique, d'infection, de douleur ou de dysesthésie.
- permet la rétention d'une prothèse fonctionnelle
- ne montre pas de signe de fracture ou de torsion
- ne montre pas de mobilité à la percussion manuelle ou au test électronique
- pas de radio clarté sur une radiographie intra orale en technique parallèle.

L'échec correspond à la dépose de l'implant ou de la structure prothétique quelque soit la cause.

La survie est le maintient de l'implant in situ avec ou sans modification pendant la durée d'observation. Le taux de survie est la proportion des implants qui n'ont pas été déposés après la période d'observation.

Une réhabilitation prothético-implantaire peut-être classée en terme de survie ou de succès après une **période d'observation d'au minimum 5 ans** à partir de la mise en fonction[56].

VII.1 Fréquence

Une méta analyse[56] des études publiées sur le taux de survie et de succès à 5 et à 10 ans des prothèses fixes plurales supra implantaires rapporte les éléments suivants : **le taux de complications à 5 ans est 38 ,7 % par patient**. Elles sont en majorité mécaniques avec par ordre décroissant de fréquence :

1) fracture du matériau cosmétique
2) perte du composite qui obture la cavité d'accès de la vis
3) dévissage de la vis de pilier ou de la vis de prothèse
4) fracture de la vis
5) fracture de l'implant.

Les complications sont donc fréquentes dans le cas des réhabilitations prothétiques supra-implantaire plurales (près de un patient sur trois), elles sont en majorité d'origine mécanique. Les complications majeures (fractures implantaires) restent rares.

VII.2 Etiologie

VII.2.1 Fracture

Les fractures apparaissent par fatigue : une contrainte périodique supérieure aux 2/3 de la résistance induit des microfractures qui se propagent progressivement jusqu'à la rupture. La rupture a lieu sur l'élément le moins résistant pour une contrainte donnée : une fracture de céramique ou un dévissage accidentel sont les premiers signaux d'une surcharge ; si la surcharge persiste on observe ensuite une fracture au niveau du système de connexion (fracture de vis ou descellement). Si le système de connexion est remplacé sans traitement étiologique, la zone de faiblesse est désormais l'implant : la surcharge crée une résorption osseuse dans la région coronaire, l'implant subit une

flexion puis se fracture lorsque la résorption atteint une zone de moindre résistance (section transversale réduite de l'implant, défaut de fabrication).

Une fracture de céramique n'aboutit pas à un échec, par contre une fracture implantaire nécessite toujours la dépose de l'implant. **Lorsque la fracture concerne le système de connexion la gestion de l'échec (dépose de la suprastructure et la récupération du fragment fracturé) est plus complexe lorsqu'elle se déroule au niveau du joint implant-pilier qu'au niveau du joint pilier-prothèse**. Une expérience in vitro[48] prouve que les connexions les plus résistantes sont les connexions avec un élément antirotationnel interne et une couronne scellée. De plus il existe une relation statistiquement significative entre la profondeur du joint et la résistance à la rupture en faveur des systèmes avec des joints profonds : la rupture se déroule sur le joint le moins profond.

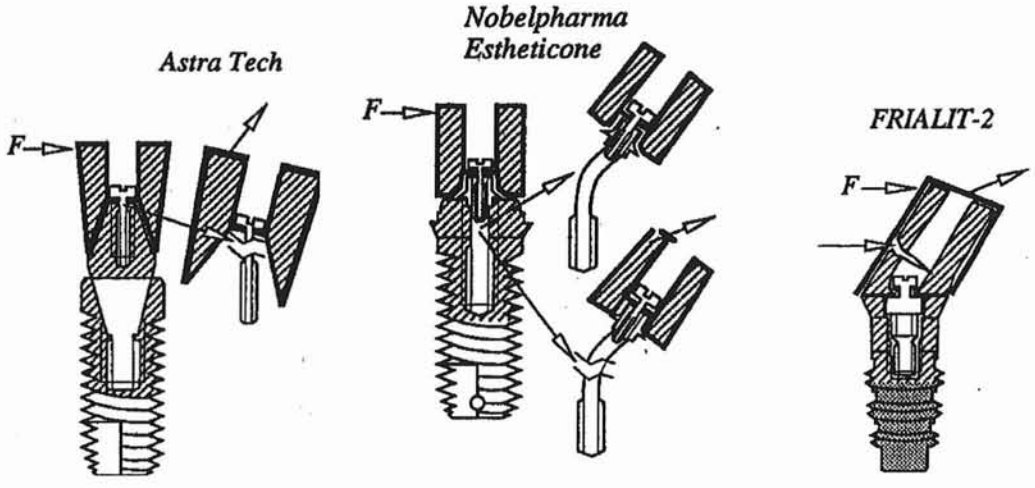


Fig. 20 Schéma montrant le mode de fracture de différentes connexions selon leur configuration.

La connexion Astratech® est une couronne transvissée sur un pilier vissé avec un système antirotationnel interne. Le joint implant-pilier est plus profond donc plus résistant, que le joint pilier-prothèse, la rupture se déroule donc le plus fréquemment au niveau de la vis de prothèse. Sur la connexion Nobel-Pharma® l'élément le plus faible de la connexion est le joint implant-pilier la rupture se déroule donc au niveau de la vis de pilier. La connexion Frialit-2® est une couronne scellée sur un pilier transvissé avec un système antirotationnel interne. Le joint implant-pilier est plus profond que le joint pilier-prothèse. La rupture se déroule au niveau du pilier et du joint de scellement.

VII.2.2 Dévissage

1) Le vissage

Lors du vissage on observe une première étape passive où la vis descend jusqu'à être introduite entièrement dans le pas de vis. La deuxième étape, active, est le serrage où le couple de force appliqué sur la vis induit des forces de tension sur les spires de la vis et de compression entre les deux pièces. L'assemblage reste stable tant que le niveau de cette précontrainte reste supérieur aux contraintes externes.

Le maintien de cette précontrainte repose sur :

- le couple de vissage
- les caractéristiques mécaniques de la vis
- la précision d'emboîtement entre les pièces
- les phénomènes de friction

Les couples de vissage de pilier appliqués sont habituellement de 35 Ncm pour une vis en or, de 32 Ncm pour une vis en titane. Les vis de prothèse sont vissées à 10 Ncm. Ces valeurs conseillées par les fabricants représentent 75% de la résistance en traction des vis. Augmenter le couple de vissage diminue théoriquement le risque de dévissage mais peut induire une déformation ou une rupture de la vis.

Le matériau utilisé pour l'usinage des vis doit présenter une résistance à la rupture, à la déformation plastique et une capacité de déformation élastique : les alliages d'or présentent les propriétés les plus adéquates, l'alliage de titane TiAl6V4 a des caractéristiques mécaniques légèrement inférieures. Le Ticp, moins résistant à la traction n'est pas utilisé pour les vis implantaire.

S'il existe un manque d'adaptation entre les deux pièces, la descente de la vis n'est plus une étape passive, la vis est mise en tension pour rapprocher les deux pièces. Pour obtenir une précontrainte suffisante il faut alors augmenter le couple de serrage. Pour cette raison les cylindres usinés sont préférés aux cylindres calcinables.

De la même façon les défauts de surface microscopiques, qui existent au niveau du filetage quelque soit la technique d'usinage, concentrent les contraintes à leur niveau et

entraînent une diminution de la précontrainte par friction. Il existe deux possibilités pour réduire ces défauts de surface :

- pour les vis en or conventionnelles le vissage-dévissage répété permet d'éliminer les irrégularités[68] (brunissage). Ces résultats sont en rapport avec les propriétés ductiles de l'alliage d'or. Ils ne sont donc pas applicables aux vis en titane puisque cet alliage a une dureté élevée. Cette étude pose une question supplémentaire sur la résistance des vis de prothèse : un test de rupture effectué sur des vis en or prouve que 20 cycles de vissage-dévissage ne diminuent pas leur résistance à la rupture[4].

- l'utilisation de vis recouverte d'un revêtement d'alliage à haute teneur en or[45]. Ce revêtement joue le rôle de lubrifiant solide, et permet de réduire le coefficient de friction. Contrairement aux vis conventionnelles, le coefficient de friction des vis avec un état de surface modifié augmente avec le nombre de vissage-dévissage. Il semble que le revêtement en or soit partiellement éliminé lorsque les vissages sont répétés.

2) Le dévissage

Pour dévisser une vis, il faut théoriquement appliquer un couple de dévissage supérieur à la précontrainte qui maintient les pièces assemblées. En réalité, **le couple de dévissage est toujours inférieur au couple de vissage (entre 70 et 80% du couple initial)** ce qui prouve que la précontrainte initialement développée diminue dans le temps. Cette diminution se fait en deux temps :

1) Initialement, la précontrainte diminue du fait de l'élasticité propre de la vis et des tolérances d'usinage du fabricant. En effet une expérience in vitro[19] met en évidence que sur des vis en or, en l'absence de contraintes extérieures, la précontrainte induite lors du vissage diminue de 25% après 15h. Dans cette même expérience les précontraintes induites par le vissage sur la vis en or varient du simple au double alors que les composants implantaires sont du même fabricant et que le vissage est effectué avec une pièce à main et contrôle électronique.

2) Secondairement, les contraintes occlusales entraînent un brunissage de certaines zone du filetage de l'implant et des filets de la vis qui créent des micromouvements entre les deux pièces. Ces micromouvements causent une déformation plastique de la vis et un

dévissage accidentel peut se produire. Le dévissage accidentel apparaît par fatigue mécanique.

On note que lorsqu'une couronne est transvissée sur un pilier lui même transvissé sur l'implant, la vis de prothèse exerce une traction sur la vis de pilier qui se traduit selon certains auteurs par une baisse de 50% de la précontrainte initialement développée. Ces mêmes auteurs proposent donc l'utilisation de prothèse scellée sur des piliers transvissés ou de prothèse transvissées directement sur l'implant.

VII.2.3 Perte d'ostéointégration

En cas de surcharge, des fissures apparaissent, elles sont compensées par le remodelage osseux jusqu'à un certain seuil. Au-delà de ce seuil une fracture apparaît, l'interface os-implant est remplacée par un tissu fibreux. La perte d'ostéointégration apparaît donc par fatigue. Les signes de la surcharge occlusale sont :

- une mobilité croissante, douleur-sensibilité à la pression et radioclarté périimplantaire
- un infiltrat inflammatoire modéré dans le sillon gingivo-implantaire, pas de signe d'inflammation de la gencive périimplantaire
- une résorption osseuse : le niveau de l'os cortical est situé à la base du col implantaire
- une perte d'ostéointégration : le contact direct entre la surface implantaire et l'os cortical est minoritaire, l'essentiel de la surface implantaire est séparée de l'os cortical par une couche de tissu fibreux.

VIII. CONCLUSION

Dans **la gestion prothétique du patient partiellement édenté[13] par restaurations implantaires**, les choix thérapeutiques concernent le système de rétention, la configuration de la prothèse et le type d'implants. Dans les zones antérieures, les contraintes esthétiques imposent la localisation sous-muqueuse du joint implanto-prothétique donc préférentiellement une restauration vissée avec des composants prothétiques préfabriqués. Dans les zones postérieures de la cavité buccale, la mise en place d'implants non enfouis avec épaulement implantaire facilement accessible, suivie d'une restauration implantaire scellée est réalisable. La réduction de la table occlusale diminue le moment de flexion sur les implants et sur leurs composants.
D'un point de vue biomécanique, la connexion en cône morse apparaît nettement supérieure à une connexion plate surmontée d'un hexagone.
Dans les secteurs postérieurs les implants de large diamètre apportent une meilleure répartition des contraintes.

En l'absence de 3 unités occlusales et en présence d'une anatomie osseuse suffisante, la solution standard consiste à placer 2 implants pour supporter une prothèse de 3 éléments avec un intermédiaire central. Le remplacement de chaque unité radiculaire par un implant est réservé aux situations cliniques dans lesquelles il faut utiliser des implants de diamètre ou de longueur réduite ou dans le cas de contraintes majorées. Si l'on ne peut pas insérer un implant mésial en raison de limites anatomiques, **une prothèse de 3 éléments avec une extension mésiale est une solution de remplacement viable**. Dans la plupart des cas, les restaurations implanto-portées ne sont pas prolongées au-delà de la première molaire, en accord avec des études à long terme qui ont évalué le nombre d'unités occlusales nécessaires pour une fonction masticatrice suffisante. Si la présence d'une deuxième molaire supérieure requiert une butée occlusale pour éviter une égression, la restauration implanto-portée mandibulaire peut être étendue jusqu'à la partie mésiale de la deuxième molaire.
L'utilisation d'un élément en extension distale ou d'une connexion aux dents naturelles doit être réservée à des situations exceptionnelles. Les zones édentées de 5 unités radiculaires ou plus sont une indication pour la pose d'implants supplémentaires.

La disposition des implants en tripode afin de réduire les moments de flexion ne trouve pas son application en raison de l'ancrage osseux supérieur des implants à surface rugueuse et de large diamètre.

Chez l'édenté complet la reconstitution supra-implantaire fixe de référence est une prothèse fixe de douze dents avec des éléments en extension de 15 mm de longueur maximale. On constate une évolution progressive dans la conception de cette prothèse depuis la prothèse sur pilotis puis avec le système Brånemark Novum® et enfin avec le système all-on-four. La possibilité d'une chirurgie sans lambeau, la pose d'un nombre d'implant minimum et suffisant et la mise en charge immédiate rendent **le protocole all-on-four plus efficient sur le plan du temps et du coût pour un taux de succès comparables ou supérieurs**. De plus la réhabilitation d'édenté maxillaire et mandibulaire même dans des cas de résorption avancée semble possible. Cette approche apporte donc une véritable révolution dans le domaine de l'implantologie et il est probable qu'elle devienne **le traitement de référence** dans ce domaine, faisant reculer l'indication des reconstructions préimplantaires. Cependant il faut attendre une validation de cette technique par une étude clinique de niveau suffisant. En effet à ce jour, le seul protocole validé d'implantation et mise en charge immédiate avec prothèse d'usage concerne le patient édenté mandibulaire total. Enfin **l'utilisation de guides chirurgicaux personnalisés ne doit pas se substituer au praticien** : la stabilité implantaire initiale, le facteur clé de ce protocole, repose sur un certain nombre de choix (forme, surface de l'implant, technique chirurgicale) décidés par l'opérateur.

Concernant **les matériaux de reconstitution** (céramo-métallique ou résine sur armature métallique) il apparaît, à la lecture des publications, que **ce choix n'influence pas la transmission des contraintes sur l'os périimplantaire**. La possibilité de réaliser des armatures usinées de haute précision avec le même alliage que les implants emmène logiquement à préférer le titane usiné (procédé Procera®). Pour le matériau cosmétique, la différence entre la résine et la céramique est d'ordre esthétique et économique.

IX. BIBLIOGRAPHIE

1. Acka K. Evaluation of the effect of the residual bone angulation on implant-supported fixed prosthesis in mandibular posterior edentulism. Part II: 3-D finite element stress analysis. Implant. Dent. 2001;10(4):238-45.
2. Akca K. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. J Oral Rehabil. 2002 ; 29 : 350-356.
3. Akca K. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants 2001; 16: 722-730.
4. Adell R. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. Int J Oral Maxillofac Implants 1990;5:347-359.
5. Al Rafee M. The effect of repeated torque on the ultimate tensile strength of slotted gold prosthetic screws. J Prosthet Dent 2002; 88:176-82.
6. Alan B. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. J Prosthet Dent 1996;76:500-9.
7. Anselm W H Resistance of ITI connectors to multivectorial fatigue load application. Int J Prostodont 2004 ; 17 :672-679.

8. Assif, D. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. J Prosthet Dent 1996; 75: 285–291.

9. Assif, D. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. J Prosthet Dent 1996;75: 285–291.

10. Balschi TJ. An analysis of 356 pterygomaxillary implants in edentulous arches. Int J Oral Maxillofac implants 1995 ;10(1) :89-98.

11. Becker W. One-step surgical placement of Brånemark implants : a prospective clinical multicenter study. Int J Oral Maxillofac Implants 1997;12:454-462.

12. Behr M. Complication rate with prosthodontic reconstruction on ITI and IMZ dental implants. Clin Oral Implants Res 1998; 9:51-58.

13. Belser U. C. Prosthetic management of the partially dentate patient with fixed implant restorations. Clinical Oral Implants Research 2000:11(suppl.):126-145.

14. Block M. Prospective evaluation of implant connected to teeth. Int. J. of Oral Maxillofac. Implants 2002; 7: 473-487.

15. Bragger U. Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study. Clin. Oral Implants Res. 2005,16 : 326–334.

16. Brånemark PI. Brånemark Novum® : a new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandibule. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. Clin Impl Dent Res 1999;1:2-16.

17. Brånemark PI. Ten year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Branemark in full edentulism Branemark P-I. Clin Oral Implant Res 1995;6:227-231.

18. Butson TJ. Fatigue life of preceramic soldered and postceramic soldered joints. Int J Prosthodont 1993 ;6 :468-474.

19. Canwell A Preload loss in gold prosthesis retaining screws as a function of time. Int J Oral Maxillofac Implants 2004; 19:124-132.

20. Clelland N. A photo elastic and strain gauge analysis of angled abutment for an implant system. Int J Oral Maxillofac implants. 1993 ;8 :541-548.

21. Clelland N. A three dimensional finite elemnt analysis of angled abutment for an implant placed in the anterior maxilla. J. Prosthodont 1995 ;45 :95-100.

22. Collaert B. Comparison of Brånemark fixture integration and short-term survival using one-stage or two-stage surgery in completely-and partially-edentulous mandibles. Clin Oral Imp Res 1998;9:131-135.

23. Daellenbach. Biomechanical of in-line vs. Offset implants supporting a partial prosthesis. J. Dent Res 1996 ; 75(special issue) :183.

24. Ericsson I. Clinical and radiographical features of submerged and non-submerged titanium implants. Clin Oral Impl Res 1994;5:185-189.

25. Ernst-Jürgen R. In vivo vertical forces on implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1995,10,99-108.

26. Etienne O. Les brasures secondaires en prothèse céramo-métalliques sur implant. Cah Proth 2005; 132:23-31.

27. Friberg B. Early failure in 4641 consecutively placed Branemark dental implants : A study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. Int. J. Oral Maxillofac implants 1991 ;6 :142-146.

28. Friberg B. Stability measurements of one-stage Brånemark implants during healing in mandibules. A clinical resonance frequency study. Int J Oral Maxillofac Surg 1999;28:266-272.

29. Giulio M. Tooth–implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. Clin. Oral Implants Res, 2002 13: 334–341.

30. Gunne J. Tooth-implant and implant supported fixed partial dentures: a 10 year report. Int. j. of prosthodont. 1999, 3: 216-221.

31. Gurcan E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. J Prosthet Dent 2004;91:144-50.

32. Hakan U. Structure and mechanical properties of Cresco-Ti laser-welded joints and stress analyses using finite element models of fixed distal extension and fixed partial prosthetic designs. J Prosthet Dent 2005;93:235-44.

33. Haldun I. Comparative evaluation of the effect of diameter, lenght and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distributing in the bone. J. of Dent. 2002 30: 41-46.

34. Ivete Aparecida de Mattias Sartori. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. J Prosthet Dent 2004;92:132-8.

35. Jemt T. Comparisons of precision of fit between cast and CNC-milled titanium implant frameworks for the edentulous mandible. Int J Prosthodont 2002;15: 544-548.

36. Jemt T. Implant supported welded titanium frameworks in the edentulous maxilla : a 5 year prospective study. Int J Prosthodont 2002;15: 544-548.

37. Jemt T. Photogrammetry -an alternative to conventional impressions in implant dentistry? A clinical pilot study. Int J Prosthodont 1999;12:363-368.

38. Jemt T. Precision of CNC-milled titanium frameworks for implant treatement in the edentulous jaw. Int J Prosthodont 1999; 12:209-15.

39. Johansson CB. A removal torque and histomorphometric study of commercially pure niobium and titanium implants in rabbit bone. Clin Oral Implants Res 1991;2:24-9.

40. Kenneth B. M. Periotest method: Implant-supported framework fit evaluation in vivo, J Prosthet Dent 1998;79:648-57.

41. Krekmanov L. Tiliting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. Int. J. Oral Maxillofac implants 2000 ;15 :405-414

42. Lang NP. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. II. Combined tooth–implant-supported FPDs. Clin. Oral Implants. Res. 2004; 15 :643–653.

43. Leif B. The Cresco-Ti Precision method : description of a simplfied method to fabricate titanium superstructures with passive fit to osseointegrated implants. J Prosthet Dent 1999 ;82 :487-91

44. Maló P. « All-on-four ». Immediate-Function concept with Brånemark System implants for completely-edentulous mandibles: a retrospective clinical study. Clin Implant Dent Rel Res 2003;5(1):2-9.

45. Martin WC. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. J prosthet Dent 2001; 86: 24-32

46. Mattson T. Implant treatment without bone grafting in severely resorbed edentulous maxillae. J Oral Maxillofac Surg 1999 ;57 :281-287.

47. Merisecke-Stern R. Occlusal force and oral sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. Int. J. Oral Maxillofac. Implants 1995; 10:345-54.

48. Mollersten L. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an in vitro test. J prosthet Dent.1997; 78: 582-91.

49. Naert I. A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatement of partially edentulism. J. Prosthet Dent 1992 ;67 :236-245.

50. Natali A. N. Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis Dental Materials 2006, 22: 388-395.

51. Okoyoma S. The influence of implants location and length on stress distribution for three unit implant supported posterior cantilever fixed partial dentures. J Prosthet Dent 2004; 91: 234-40.

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

53. Örtorp A. Clinical experiences of CNC-milled titanium frameworks supported by implants in the edentulous jaw: 1-year prospective study. Clin Impl Dent Rel Res 2000;1:3-9.

54. Ortorp A. Clinical experiences with laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous mandible: a 5- year follow-up study. Int J Prosthodont 1999;12:65-72.

55. P. Engstrand. Prospective follow-up study of 95 patients with edentulous mandibles treated according to the Brånemark Novum concept. Clin Implant Dent Relat Res 2003;5:3-1.

56. Pjetursson BE. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. I. Implantsupported FPDs. Clin. Oral Implants Res. 15, 2004 : 625–642.

57. Randow K. Immediate functional loading of Brånemark dental implants. An 18-month study. Clin Oral ImpI Res 1999;10:8-15.

58. Rangert B. Mechanical aspects of a Branemark implant connected to a natural tooth ; an in vitro study. Int. J. Oral Maxillofac Implants 1991 ; 6:177-186.

59. Renouard F. Prise de décision en pratique implantaire. Paris : Quintessence international, 2005.- 210 p.

60. Romeo E. Implant-supported fixed cantilever prostheses in partially edentulous arches. A seven-year prospective study. Clin. Oral Impl. Res. 14 ; 2003: 303–311.

61. Schackleton T. Survival of fixed implant supported prostheses related to cantilever lenght. J Prosthet Dent 1994 ;71 :23-26.

62. Schnitman PA. Immediate fixed interim prostheses supported by two-stage threaded implants : methodology and results. J Oral Implantol 1990;16:96-105.

63. Sennerby L. A comparison of implant stability in mandibular and maxillary bone using RFA resonance frequency analysis. Symposium Götenburg, Suède, 6 juillet 2000.

64. Soumeire J. Transmission des chocs occlusaux à l'interface os-implant en fonction du matériau de reconstitution occlusale. In : Actualités en biomatériaux. volume IV Romillat,1998. 517-526.

65. Stegaroiu R. Influence of restauration type on stress distribution in bone around implants : a three dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 1998;13: 82-90.

66. Sutpideler M. Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application and implant offset on supporting bone. Int J Oral Maxillofac Implants 2004 ;19 :819-825.

67. Tulasne JF. Osseointegrated fixtures in the pterygoid region. In :Worthington P, Branemark P-I (eds). Advanced Osseointegration Surgery. Application in the Maxillofacial Region. Chicago :Quitessence,1992 :182-188.

68. Tzeankis GK. The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws. J Prosthet dent 2002; 88:183-91.

69. Watzak G. Histologic and histomorphometric analysis of three types of dental implants following 18 months of occlusal loading: a preliminary study in baboons. Clin Oral Implants Res 2005;16: 408-416.

70. Wee. G. Accuracy of three conceptually different die systems used for implant cast. J Prosthet Dent 2002;87:23-29.

71. Young F. Design of prosthetic cantilever bridgework supported by osseointegrated implants using finite element method. Dent Mater 1998; 14:37-43.

BIBLIOTHÈQUE
PHARMACIE
ODONTOLOGIE
NANCY

PAYCHA (Mathieu)- Comportement biomécanique des prothèses fixes plurales supra-implantaires. / par Mathieu PAYCHA

NANCY 2006 : 79 f.

Th. : Chir.-Dent. ; Nancy : 2006

Mots clés : Implants Echec
Prothèse fixe Complication
Contraintes Fatigue

PAYCHA (Mathieu)- Comportement biomécanique des prothèses fixes plurales supra-implantaires.

Th. : Chir.-Dent. ; Nancy : 2006

Les restaurations fixes complètes mandibulaires initialement proposées par Branemark bénéficient d'un important recul clinique. Ces prothèses dites sur pilotis étaient réservées aux cas d'édentement mandibulaire avec une prothèse complète en antagoniste. Pendant longtemps les seules alternatives ont été des restaurations fixes dont la conception s'inspirait largement des prothèses sur pilier naturel. Hors de nouveaux concepts en termes de nombre et de position d'implants sont apparus permettant une simplification des protocoles.
Les restaurations fixes partielles, plus récentes ne s'inscrivent pas dans une forme d'arcade, l'antagoniste est rarement une prothèse complète et chaque implant y a une importance stratégique. La gestion des paramètres biomécaniques est donc primordiale dans les reconstitutions partielles et complètes. L'objectif est que les contraintes qui s'exercent sur l'ensemble de la restauration ne dépassent pas les capacités de résistance de l'os périimplantaire et des pièces implantaires.

JURY : Président : C. STRAZIELLE Professeur des Universités
Juges : J. SCHOUVER Maître de conférences
P. BRAVETTI Maître de conférences
P. AMBROSINI Maître de conférences

Adresse de l'auteur : Mathieu PAYCHA
12 rue de Bitche
54000 NANCY

Université HENRI POINCARÉ
NANCY 1

FACULTE D'ODONTOLOGIE

Jury : Président : C. STRAZIELLE – Professeur des Universités
Juges : J. SCHOUVER – Maître de Conférences des Universités
P. BRAVETTI – Maître de Conférences des Universités
P. AMBROSINI – Maître de Conférences des Universités

Thèse pour obtenir le diplôme D'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

---

présentée par: **Monsieur PAYCHA Mathieu**

né(e) à: **L'UNION (Haute Garonne)** le : **30 décembre 1978**

et ayant pour titre : **«Comportement biomécanique des prothèses fixes plurales supra-implantaires»**

Le Président du jury,

C. STRAZIELLE

Le Doyen
de la Faculté d'Odontologie

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE 96, av. de Lattre de Tassigny
Le Doyen Dr P. BRAVETTI
BP 50208 54003 NANCY CEDEX UNIVERSITE HENRI POINCARE NANCY I

P. BRAVETTI

Autorise à soutenir et imprimer la thèse N° 2529

NANCY, le 22 MAI 2006

Le Président de l'Université Henri Poincaré, Nancy-1

UNIVERSITÉ HENRI POINCARÉ, NANCY 1 ★ LE PRÉSIDENT

J-P. FINANCE

UNIVERSITÉ HENRI POINCARÉ, Nancy 1
24-30 rue Lionnois - BP 3069 - 54013 Nancy Cedex France
Tél : 33.(0)3.83.68.20.00 - Fax : 33.(0)3.83.68.21.00

PAYCHA (Mathieu)- Comportement biomécanique des prothèses fixes plurales supra-implantaires. / par Mathieu PAYCHA

NANCY 2006 : 79 f.

Th. : Chir.-Dent. ; Nancy : 2006

Mots clés : Implants Echec
Prothèse fixe Complication
Contraintes Fatigue

PAYCHA (Mathieu)- Comportement biomécanique des prothèses fixes plurales supra-implantaires.

Th. : Chir.-Dent. ; Nancy : 2006

Les restaurations fixes complètes mandibulaires initialement proposées par Branemark bénéficient d'un important recul clinique. Ces prothèses dites sur pilotis étaient réservées aux cas d'édentement mandibulaire avec une prothèse complète en antagoniste. Pendant longtemps les seules alternatives ont été des restaurations fixes dont la conception s'inspirait largement des prothèses sur pilier naturel. Hors de nouveaux concepts en termes de nombre et de position d'implants sont apparus permettant une simplification des protocoles.
Les restaurations fixes partielles, plus récentes ne s'inscrivent pas dans une forme d'arcade, l'antagoniste est rarement une prothèse complète et chaque implant y a une importance stratégique. La gestion des paramètres biomécaniques est donc primordiale dans les reconstitutions partielles et complètes. L'objectif est que les contraintes qui s'exercent sur l'ensemble de la restauration ne dépassent pas les capacités de résistance de l'os périimplantaire et des pièces implantaires.

JURY : Président : C. STRAZIELLE Professeur des Universités
Juges : J. SCHOUVER Maître de conférences
P. BRAVETTI Maître de conférences
P. AMBROSINI Maître de conférences

Adresse de l'auteur : Mathieu PAYCHA
12 rue de Bitche
54000 NANCY