



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>

ACADEMIE DE NANCY-METZ
UNIVERSITE HENRI POINCARE-NANCY I
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2002

Double

N° 16.02

THESE

pour le

DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR
EN CHIRURGIE DENTAIRE

par

Olivier RICHARD

Né le 03 avril 1972 à NANCY



ASPECTS BIOMECHANIQUES
DE LA
PROTHESE IMPLANTAIRE FIXEE

Présentée et soutenue publiquement le : 29 mars 2002

Examineurs de la thèse :

M. J.P. LOUIS
M. A. FONTAINE
M. J. SCHOUVER
M. J. LIBERMAN

Professeur des universités
Professeur 1^{er} grade
Maître de Conférences
Ex assistant hospitalier universitaire

Président
Juge
Juge
Juge

BU PHARMA-ODONTOL



104 059654 1

D

ACADEMIE DE NANCY-METZ
UNIVERSITE HENRI POINCARÉ-NANCY 1
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

PPN 06 16 2103 X

Année 2002

Ja 26054

N°

THESE

pour le

**DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR
EN CHIRURGIE DENTAIRE**

par

Olivier RICHARD

Né le 03 avril 1972 à NANCY



**ASPECTS BIOMECHANQUES
DE LA
PROTHESE IMPLANTAIRE FIXEE**

Présentée et soutenue publiquement le : 29 mars 2002

Examineurs de la thèse :

M. J.P. LOUIS
M. A. FONTAINE
M. J. SCHOUVER
M. J. LIBERMAN

Professeur des universités
Professeur 1^{er} grade
Maître de Conférences
Ex assistant hospitalier universitaire

Président
Juge
Juge
Juge

Assesseur(s) : Docteur C. ARCHIEN - Docteur J.J. BONNIN
Professeurs Honoraires : MM. F. ABT - S. DURIVAUD - G. JACQUART - D. ROZENCWEIG - M. VIVIER
Doyen Honoraire : J. VADOT

Sous-section 56-01 Odontologie Pédiatrique	Mme M Mlle Mme Mlle	D. DESPREZ-DROZ J. PREVOST S. CREUSOT M.J. LABORIE-SCHIELE A. SARRAND	Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant Assistant
Sous-section 56-02 Orthopédie Dento-Faciale	Mme Mlle Mme Mme Mlle	M.P. FILLEUL A. MARCHAL M. MAROT-NADEAU D. MOUROT A. WEINACHTER	Professeur des Universités* Maître de Conférences Assistant Assistant Assistant
Sous-section 56-03 Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie légale	M.	M. WEISSENBAACH	Maître de Conférences*
Sous-section 57-01 Parodontologie	M. M. M. Mlle M.	N. MILLER P. AMBROSINI J. PENAUD A. GRANDEMENGÉ M. REICHERT	Maître de Conférences Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant
Sous-section 57-02 Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique, Anesthésiologie Et Réanimation	M. M. M. M. Mme M.	J.P. ARTIS P. BRAVETTI D. VIENNET P. GANGLOFF S. KELCHE-GUIRTEN C. WANG	Professeur 2 ^{ème} grade Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant Maître de Conférences*
Sous-section 57-03 Sciences Biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, Génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)	M. M. Mme	A. WESTPHAL J.M. MARTRETTE L. DELASSAUX-FAVOT	Maître de Conférences * Maître de Conférences Assistant
Sous-section 58-01 Odontologie Conservatrice, Endodontie	M. M. M. M. M. Mme M.	C. AMORY A. FONTAINE M. PANIGHI J.J. BONNIN P. BAUDOT L. CUNIN J. ELIAS	Maître de Conférences Professeur 1 ^{er} grade * Professeur des Universités * Maître de Conférences Assistant Assistant Assistant
Sous-section 58-02 Prothèses (Prothèse conjointe, Prothèse adjointe partielle, Prothèse complète, Prothèse maxillo-faciale)	M. M. M. Mlle M. M. M.	J.P. LOUIS C. ARCHIEN J. SCHOUVER M. BEAUCHAT D. DE MARCH L.M. FAVOT A. GOENGRICH	Professeur des Universités* Maître de Conférences * Maître de Conférences Assistant Assistant Assistant Assistant
Sous-section 58-03 Sciences Anatomiques et Physiologiques Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie	Mlle M. Mme	C. STRAZIELLE B. JACQUOT V. SCHMIDT MASCHINO	Professeur des Universités* Maître de Conférences Assistant

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

A NOTRE PRESIDENT DE THESE,

Monsieur le Professeur Jean-Paul LOUIS,

Chevalier des Palmes Académiques
Doyen de la Faculté de Chirurgie Dentaire
de l'Université Henri-Poincaré, Nancy 1
Docteur en chirurgie dentaire
Docteur en Sciences odontologiques
Docteur d'Etat en Odontologie
Professeur des Universités
Responsable de la sous-section : Prothèses

Vous nous avez fait l'honneur d'accepter la présidence de ce jury de thèse.

Nous nous souviendrons de la qualité de l'enseignement que vous nous avez prodigué pendant nos années d'études et vos qualités de pédagogue reconnues par tous.

Soyez assuré de notre reconnaissance et de notre profond respect.

A NOTRE JUGE,

Monsieur le Professeur Alain FONTAINE,

Chevalier de l'Ordre National du Mérite
Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur en Sciences Odontologiques
Professeur 1^{er} grade
Sous-section : Odontologie Conservatrice – Endodontie

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

Durant nos années d'études, nous avons bénéficié de vos connaissances cliniques et théoriques.

Veuillez bien trouver ici l'expression de notre respectueuse gratitude.

A NOTRE DIRECTEUR DE THESE ET JUGE,

Monsieur le Docteur Jacques SCHOUVER,

Docteur en chirurgie dentaire
Maître de conférences des Universités
Sous-section : Prothèses

Nous tenons à vous remercier chaleureusement d'avoir accepté la direction de cette thèse.

Nous avons toujours apprécié la gentillesse et la disponibilité dont vous avez fait preuve à notre égard.

Vos qualités de clinicien ainsi que vos qualités humaines resteront ancrées dans notre mémoire.

Avec toute notre gratitude et notre franche admiration.

A NOTRE JUGE,

Monsieur le docteur Jérôme LIBERMAN

Docteur en chirurgie dentaire
Ex assistant hospitalier universitaire
Sous-section : Prothèses

Vous avez bien voulu apporter un regard avisé sur ce travail.
Nous vous remercions du grand intérêt dont vous avez fait preuve tout
au long de la rédaction de ce travail, et des nombreux conseils que vous
nous avez apporté.

Puissiez-vous trouver ici l'expression de notre profond respect et de nos
sincères remerciements.

A MES PARENTS,

Que cette thèse soit pour vous la récompense pour vos nombreux sacrifices et encouragements. Je ne les oublierai pas.

Trouvez ici le témoignage de mon affection et de mon immense reconnaissance.

A MON FRERE JEROME, dit LE COMIQUE,

T'es quand même un sacré comique. C'est bon d'avoir un frère comme toi.

A MES GRANDS-PARENTS MATERNELS,

Merci pour tant de gentillesse, pour toutes ces années de soutien.

A TOUTE MA FAMILLE,

A TOUS MES AMIS,

A MARIE,

Pour notre complicité.

OLIVIER.

Une profonde reconnaissance à tous les personnes m'ayant transmis une partie de leur savoir ;
je pense en particulier :

Au docteur François MAIRE chef du service dentaire du centre Alexis Vautrin de Nancy.

Au docteur Tuan TRAN.

A l'équipe du service dentaire du centre Alexis Vautrin.

Au docteur Jacques EMERY.

OLIVIER.

INTRODUCTION.

Depuis les travaux de recherches scientifiques effectués par le professeur Bränemark et son équipe, le terme d'implant dentaire est devenu synonyme de thérapeutique prothétique à long terme.

Ce succès repose sur l'introduction du concept d'ostéointégration qui a révolutionné cette discipline en permettant l'élaboration de systèmes implantaires cliniquement prévisibles.

Cependant il existe aujourd'hui encore de nombreux problèmes en implantologie qui sont causés ou exacerbés au moment de la phase prothétique. Ils peuvent aboutir à la destruction du soutien osseux et à la perte d'intégration de l'implant lors de sa mise en fonction. L'interface qui est à la jonction de l'implant d'une part et des structures de soutien d'autre part, est un centre d'intérêt tout particulier étant donné sa vulnérabilité et les risques de détérioration par surcharge. Il est important que les implants transmettent les forces sans occasionner de dégâts à l'os de soutien.

La phase prothétique et ses conséquences au niveau de l'implant doivent rentrer dans un protocole précis afin d'obtenir des résultats cliniques prévisibles. Pour ce faire, il semble donc intéressant d'établir des principes biomécaniques qui guideront la reconstitution supra-implantaire en fonction de la situation rencontrée.

Ces principes émanent de l'analyse des contraintes transférées à l'os par l'intermédiaire des implants. Les facteurs à l'origine de l'amplitude et de la concentration des efforts dépendent de diverses variables parmi lesquelles les forces occlusales, les rapports avec l'arcade antagoniste, le nombre d'implants présents pour assumer la charge, leur position par rapport à l'ensemble prothétique, la rigidité de la prothèse et la géométrie de chaque implant.

Il faut connaître également le rôle du desmodonte dans l'absorption ou la dissipation des efforts dus à la charge occlusales, en particulier si l'on doit combiner implants et dents naturelles pour encrer une prothèse fixée.

CHAPITRE 1 : HISTORIQUE.

1. Historique [10, 30, 36, 50]

Les découvertes réalisées par les archéologues confirment la préoccupation permanente de l'homme de remplacer les dents perdues. Différents matériaux de remplacement d'origine animale, humaine ou minérale ont été utilisés.

L'évolution de l'implantologie orale peut être illustrée en six périodes différentes :

1.1. Période antique (avant JC à 1000 après JC)

Les premières tentatives d'implantation dentaires sont effectuées par les dynasties égyptiennes et les cultures précolombiennes.

1.1.1. Localisation géographique :

Des traces de cette période ont été retrouvées en Afrique (Egypte), en Amérique (Mayas, Aztèques, Incas) et au Moyen-Orient.

1.1.2. Matériaux utilisés :

Dents d'animaux ou dents sculptées dans l'ivoire.

1.1.3. Particularité :

Les examens radiologiques des crânes mettent en évidence une bonne adaptation osseuse autour des racines artificielles en ivoire sculpté (culture précolombienne).

Dans la culture égyptienne, l'édentement était traité chez les patients décédés avant la momification.

1.2. Période médiévale(1000 à 1800)

Durant cette période, l'implantologie est essentiellement limitée aux transplantations.

1.2.1. Localisation géographique :

Europe.

1.2.2. Matériaux utilisés :

Dents humaines.

1.2.3. Particularité :

La transplantation est réalisée d'un patient à un autre par des coiffeurs-chirurgiens. Les dents sont prélevées chez des individus défavorisés. Cependant, dès le début du 19^e siècle, des risques de contaminations bactériennes et d'infections sont rapportés.



1.3. Période fondamentale(1800 à 1910)

L'implantologie endo-osseuse commence véritablement à cette époque.

1.3.1. Localisation géographique :

Amérique.

1.3.2. Matériaux utilisés :

Or, porcelaine, bois, différents matériaux (platine, argent, étain).

1.3.3. Particularité :

En 1809, MAGGIOLO utilise dans un site d'extraction un implant en or. La prothèse est réalisée seulement après la cicatrisation tissulaire.

Les principes de biocompatibilité et de stabilité sont élaborés par Berry en 1888. L'auteur insiste sur la nécessité d'une stabilité immédiate de l'implant et l'utilisation de matériaux «surs », évitant toute transmission de maladie.

1.4. Période prémoderne(1910 à 1930)

PAYNE et GREENFIELD sont les précurseurs de l'implantologie (du début du 20^è siècle).

1.4.1. Localisation géographique :

Amérique.

1.4.2. Matériaux utilisés :

Or, porcelaine.

1.4.3. Particularité :

PAYNE décrit l'implantation d'un panier cylindrique en or. Cet implant est mis en place après l'élargissement du diamètre de l'alvéole à l'aide d'un foret. Les espaces vides sont comblés par de la gomme. Une couronne avec un tenon en porcelaine est scellée immédiatement dans la partie interne et creuse de l'implant (fig.1)

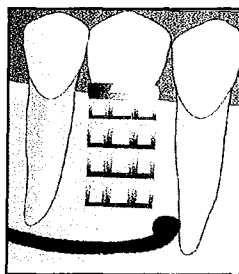


fig.1 : Implant en panier de PAYNE [30]

Une technique similaire, avec un cylindre creux en porcelaine est décrite en Pennsylvanie à peu près à la même époque.

Par opposition, GREENFIELD introduit une technique suggérant une mise en fonction différée de l'implant (6 à 8 semaines). Il établit le premier protocole « scientifique » vers 1910 et insiste sur l'importance d'un contact étroit os-implant.

Le rapprochement avec les principes de la chirurgie orthopédique est établi les notions de chirurgie «propre »et de mise en fonction différée sont évoquées.

1.5. Période moderne (1930 à 1978)

Cette période commence véritablement à la fin des années 30. L'étude des différents biomatériaux, les innovations chirurgicales et prothétiques caractérisent cette période.

1.5.1. Localisation géographique :

Europe et Amérique.

1.5.2. Matériaux utilisés :

Porcelaine, vitalium, titane.

1.5.3. Particularités :

Trois types d'implants sont développés.

- Implants endo-osseux :

ADAMS préconise un **implant enfoui en forme de vis** avec un capuchon de cicatrisation.

1939 : ALVIN et STROCK utilisent un **implant vis en vitalium** (fig. 2).

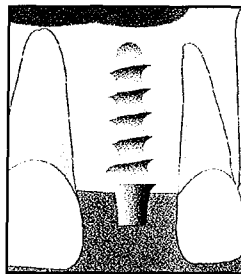


fig. 2 :Implant vis en vitallium [30]

1940 : STROCK développe l'**implant endodontique** (fig. 3). Il prétend obtenir de bons résultats à 17 ans. C'est le premier auteur à réaliser des études histologiques chez le chien.

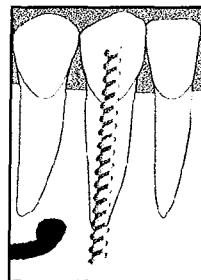


fig. 3 :Implant endodontique [30]

- Implants sous-périostés :

1941 :DAHL (suède) développe les premiers **implants sous périostés** mis en place en façonnant et en adaptant une forme standard. Il n'y a pas de prise d'empreinte osseuse directe.

1951 : LEW fut le premier à réaliser des empreintes osseuses pour assurer une meilleure adaptation de l'implant sous périosté (fig. 4).

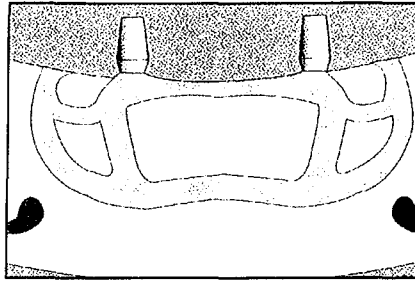


fig. 4 :Implant sous-périosté [30]

WEINBERG et LINKOW décrivent l'**implant sous périosté unilatéral**.

Plus tard, diverses modifications ont été effectuées.

JAMES propose d'utiliser un appui au niveau des branches montantes de la mandibule afin d'éviter un affaissement de l'implant sous périosté. Il fut l'un des premiers à suggérer l'utilisation du scanner dentaire pour obtenir une reconstruction tridimensionnelle de la mandibule et du maxillaire. Cette reconstruction évite l'étape chirurgicale de la prise d'empreinte directe au niveau osseux.

- Implants endo-osseux 2 :

A partir des années 40, différentes formes d'implants ont été créées.

1947 : l'**implant en spirale** de FORMIGGINI (fig.5) est en acier inoxydable ou en tantale.

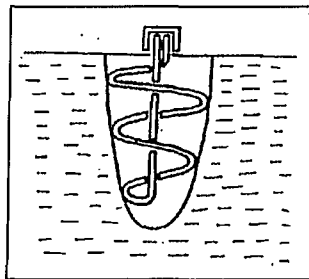


fig. 5 :Implant de FORMIGGINI [36]

1960 : CHERCHEVE modifie l'idée de Formigini et développe l'hélice spirale et un kit chirurgical pour son insertion (fig. 6).

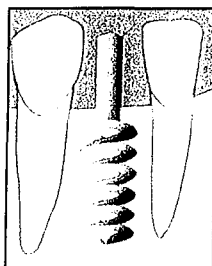


fig. 6 :Implant de CHERCHEVE [30]

1961 : SCIALOM est le promoteur d'un **implant en trépied (implant aiguille)**. Les trois parties du trépied se réunissent pour supporter la prothèse (fig. 7).

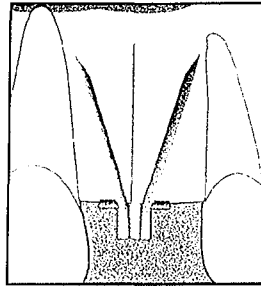


fig. 7 : Implant aiguille de SCIALOM [30]

1967 : LINKOW introduit l'**implant lame**. Il a été fréquemment utilisé jusqu'aux années 80. (fig. 8).

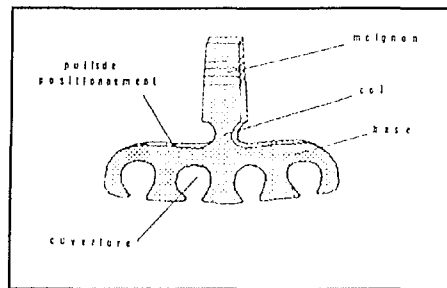


fig. 8 : Anatomie d'une lame de LINKOW [10]

Des implants en céramique frittée et en carbone vitrifié sont réalisés au début des années 70 (fig. 1.13 et 1.14).

L'implantologie des années 50, 60 et 70 fut celle de tous les essais, des erreurs et des confusions au niveau des principes biologiques. L'obtention d'une interface fibreuse péri-implantaire était souhaitable pour de nombreux auteurs et, curieusement, l'ankylose était considérée comme un élément négatif pour le pronostic implantaire.

1970 : JAMES introduit l'**implant transmandibulaire**.

1974 : JUILLET développe l'**implant tridimensionnel (T3D)** : c'est le premier implant à insertion latérale. En titane pur, il trouvait son originalité dans sa forme, susceptible de contourner les obstacles anatomiques, et dans son mode d'insertion par voie vestibulaire (fig. 9.1, 9.2, 9.3, 9.4).

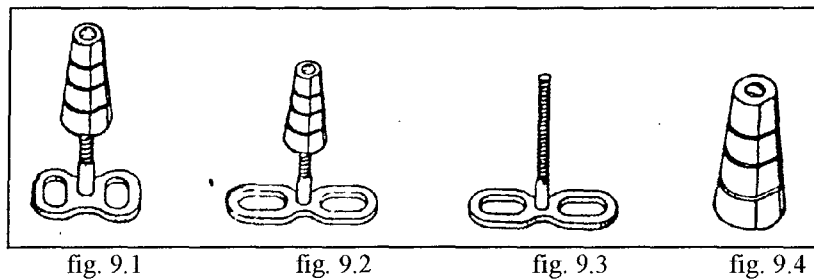


fig. 9.1 : type 1 pour remplacement unitaire des incisives et canines

fig. 9.2 : type 2 pour pilier postérieur

fig. 9.3 : fut de l'implant

fig. 9.4 : faux moignon

fig.9 : Implants tridimensionnels d'après JUILLET [50]

Tous ces implants ont abouti à des échecs thérapeutiques à court et à moyen terme.

1.6. Période contemporaine (ostéointégration)

Le début de cette période se situe à partir des années 70.

L'implant endo-osseux (fixture de Bränemark) est le résultat d'une philosophie qui a évolué au fil des années. Les résultats de la conférence de Harvard (1978), ceux des études scientifiques suédoise débutées en 1950 par Branemark marquent le commencement de cette période.

1.6.1. Localisation géographique

Amérique, Europe.

1.6.2. Matériaux utilisés

Titane, alliage de titane, hydroxyapatite, céramique.

1.6.3. Développement du concept de l'ostéointégration

Début des années 50, les premières recherches sur l'ostéointégration tissulaire des matériaux ont été réalisées en Suède.

Des connaissances précises ont ainsi été acquises sur les différents types de matériaux, leurs états de surface, sur le rôle du traumatisme chirurgical, sur la cicatrisation tissulaire. Divers tissus ont été testés tels que nerf, muscle, tendon, os, peau et muqueuse, sur différents animaux. L'influence sur la cicatrisation tissulaire de facteurs spécifiques comme les hormones, l'âge, la température, a également été évaluée.

1952 : La première étude a été menée sur le péroné du lapin. La technique consistait à meuler l'os en surface et à observer au microscope, in situ, le comportement de l'os et de la moelle. Un premier protocole clinique a été développé chez l'animal pour la restauration d'un édentement par des prothèses fixées. Des chiens, partiellement édentés, ont été appareillés avec des reconstitutions prothétiques implanto-portées. Les fixtures étaient préalablement enfouies dans l'os pour une période de cicatrisation de 3 à 4 mois.

1965 : Un premier patient a été traité selon les principes de l'ostéointégration.

CHAPITRE 2 : BASES FONDAMENTALES DE BIOMECHANIQUE.

2. Bases fondamentales de biomécanique

2.1. *Définition de la biomécanique [96]*

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

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

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

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

Il est donc primordial de mettre en œuvre des techniques appropriées d'analyse des contraintes et de réunir des informations détaillées concernant les caractéristiques des tissus buccaux ainsi que des matériaux de restauration.

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

2.2. *Éléments de propriétés mécaniques [22, 96]*

2.2.1. *Contrainte*

La contrainte est la réponse interne d'un corps à l'application de forces extérieures.

En pratique, une contrainte est la force par unité de section, appliquée à un corps qui résiste à une force extérieure.

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

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

La contrainte est exprimée en kg/cm², en N/M, en psi dans le système anglais (livre par inch carré) ou encore en Mpa (mégapascal).

- $\text{psi} = 6894.7570 \text{ Pa}$
- $1 \text{ Mpa} = 1.10^6 \text{ Pa}$
- $1 \text{ psi} = 0.0703 \text{ kg/cm}^2$
- $1 \text{ kg/cm}^2 = 0.098 \text{ Mpa}$

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

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

2.2.2. Déformation

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

La déformation est définie comme le rapport de la variation de longueur sur la longueur d'origine.

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

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

IL faudra également garder en mémoire les termes de :

- limite d'élasticité
- limite de proportionnalité, avec une loi fondamentale (loi de Hooke) qui dit que la contrainte est directement proportionnelle à la déformation, en condition de déformation élastique.(fig. 10)
- module d'élasticité ou module de YOUNG qui est le rapport $E = \text{Contrainte}/\text{Déformation}$
- flexibilité
- déformation permanente
- résistance : effort maximal nécessaire pour briser une structure. (appelé « résistance à la traction », « résistance à l'écrasement », « résistance au cisaillement », ou « résistance à la flexion » selon le type de contrainte agissant de façon prédominante.)

Un problème particulier se pose au sujet du terme de «résilience». En effet, sa signification diffère en anglais et en français.

- **En français :** dans le vocabulaire métallurgique, il désigne le quotient d'une énergie par la section d'une éprouvette normalisée que l'on rompt d'un seul coup.
- **En anglais :** ce terme désigne la quantité de travail accumulé par un corps qui, contraint jusqu'à une certaine limite, reprend ses formes et ses volumes initiaux quand la contrainte est supprimée.

Cependant, dans la littérature dentaire, le terme de **résilience** est assez éloigné de ces deux définitions et semble plus se rapprocher du terme d'élasticité.

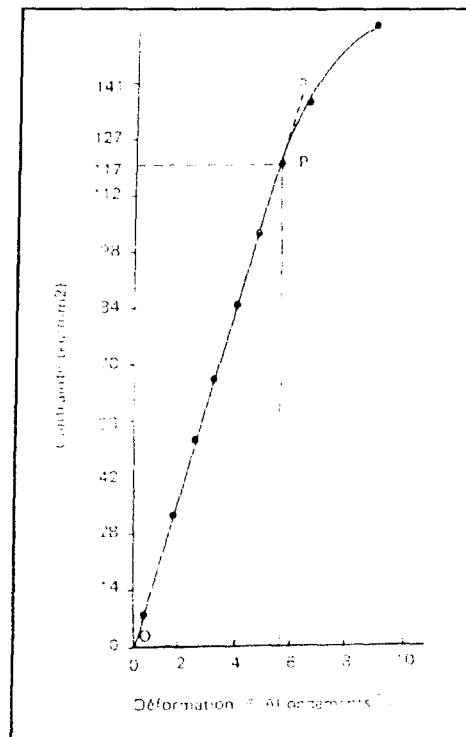


fig.10 : exemple de courbe contrainte/déformation : fil orthodontique d'acier sous tension.

Skinner et Philips (1971)[96].

limite de proportionnalité = 117,4 kg/mm²

module d'élasticité = 23400 kg/mm²

module de résistance = 29 kg/cm²

charge de rupture = 165 kg/mm²

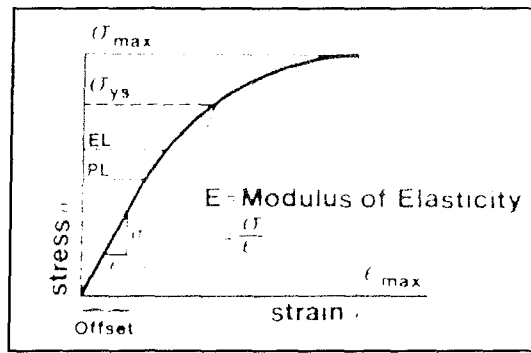


fig.11 : courbe typique contrainte/déformation illustrant les paramètres utilisés pour comparer les réponses mécaniques des matériaux. Caputo et Standlee (1987)[22].

PL = limite de proportionnalité

EL = limite d'élasticité

σ_{ys} = flexibilité

σ_{max} = résistance (effort max.)

ϵ_{max} = déformation permanente

2.3. Principes et techniques d'analyses des contraintes

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

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

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

2.3.1. Techniques théoriques : l'analyse par éléments finis (F.E.A) ou modélisation par éléments finis (F.E.M)

D'après Valentin [103] la méthode des éléments finis permet de concrétiser le problème et de calculer contraintes et déformations en un nombre fini de points appelés **nœuds**.

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

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

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

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

Le module de Young est défini comme étant le rapport de la contrainte sur la déformation dans un essai de traction pure.

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

Après avoir créé les contours de la pièce avec des points, des lignes droites ou courbes et des cercles, la modélisation géométrique de la structure s'effectue par **maillage** (c'est à dire découpage) en éléments.

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

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

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

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

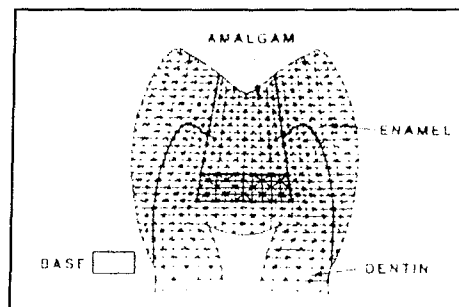


fig.12 : exemple de représentation par éléments finis : modélisation d'une restauration à l'amalgame sur une base, dans une molaire. Caputo (1985)[22]

2.3.2. Techniques expérimentales

Lorsque la géométrie et les charges deviennent plus complexes, l'application des techniques théoriques devient très difficile, voire même impossible. On peut alors avoir recours à des techniques expérimentales d'analyses des contraintes et des déformations, en utilisant des modèles, ou la structure à étudier elle-même, selon la technique employée. Comme il est virtuellement impossible de modéliser tous les aspects du comportement du matériau en une fois, une ingéniosité considérable est souvent demandée pour élaborer un modèle qui puisse donner des résultats significatifs. Cependant, d'excellents systèmes de modélisations, fournissant de très utiles éléments de prédiction des contraintes et des déformations ont été développés.

2.3.2.1. Les jauges (électriques) de contraintes

Ces jauges utilisent le principe selon lequel certains éléments des résistances électriques entraînent, quand ils sont soumis à une déformation, une modification de résistance. La

tension produit une augmentation de la résistance électrique alors que la pression cause une diminution de cette résistance.

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

2.3.2.2. La photoélasticimétrie

La photoélasticimétrie utilise la lumière et des techniques d'optique pour étudier les déformations qui se produisent dans des corps élastiques.

D'usage courant en industrie, la méthode fut appliquée à la dentisterie en 1935 par Zark [107] qui a étudié les effets mécaniques des appareils d'orthodontie sur les structures de soutien.

Depuis, l'usage de la photoélasticimétrie s'est étendu en dentisterie.

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

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

Pour Caputo [22], l'analyse de photoélasticimétrie est faite sur un **polariscope** circulaire qui comprend un polariseur, un analyseur et un système d'éclairage. Celui-ci envoie une lumière blanche qui se transforme en franges colorées dans le matériau photoélastique en fonction des contraintes internes. Ces franges renseignent sur la grandeur relative et la distribution des contraintes suscitées par l'application de la force occlusale sur les piliers étudiés.

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

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

L'application de la charge occlusale détermine l'apparition de franges photoélastiques dans le matériau plastique.

Chaque frange d'une même couleur représente un même niveau de contrainte. Plus le nombre de franges colorées est grand et plus la contrainte est élevée et enfin plus les franges sont rapprochées et plus la contrainte est concentrée [37].

CHAPITRE 3 : BIOMECHANIQUE DE LA MASTICATION.

3. Biomécanique de la mastication

3.1. *En denture naturelle*

3.1.1. La dent naturelle et son ligament parodontal

3.1.1.1. *Description [46]*

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

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

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

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

3.1.1.1.1. Les fibres obliques

Tapissant l'intérieur de l'alvéole, elles se dirigent obliquement et apicalement de l'os alvéolaire à la surface radiculaire. Entre les faisceaux de fibres se situent des zones arrondies ou ovalaires où le tissu parodontal est moins dense. Ceci forme un réseau réticulaire de tissu conjonctif lâche à travers lequel s'étendent les vaisseaux sanguins, lymphatiques, et les filets nerveux. Les fibres obliques suspendent la dent dans son alvéole, s'opposant à son enfoncement et prévenant, par la même, toute lésion de la région apicale.

3.1.1.1.2. Les fibres crestales

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

Leur rôle est de contrebalancer la poussée coronaire des fibres les plus apicales, et par conséquent de maintenir la dent dans son alvéole et de résister aux mouvements latéraux. Elles limitent le mouvement de bascule ou d'extrusion.

3.1.1.1.3. Les fibres horizontales

Au niveau cervical, la densité des fibres collagènes augmente de manière importante, formant une bande presque continue entre la surface radiculaire et la limite osseuse. A ces fibres horizontales s'ajoutent des fibres gingivales qui s'étendent entre le ciment cervical et la gencive marginale. Leur rôle est similaire à celui des fibres crestales.

3.1.1.1.4. Le groupe interradiculaire

3.1.1.1.5. Le groupe apical

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

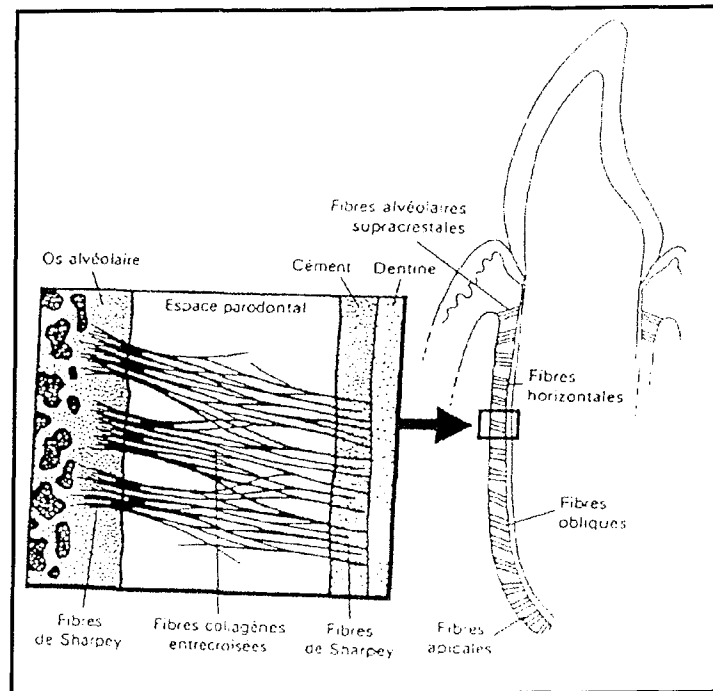


fig. 13 : représentation schématique des fibres principales du ligament parodontal et des fibres de Sharpey.

Hue O. (1992)[46]

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

3.1.1.2. Fonctions du ligament parodontal [46]

4.1.1.2.1. Absorption des chocs

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

Il y a quatre facteurs qui permettent ce phénomène :

- Tension des fibres de collagène

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

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

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

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

- Compression des fibres collagènes

Ce mécanisme intervient en complément du précédent.

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

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

- Rôle de l'hydrodynamique

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

L'existence de ce mécanisme est suggérée par le fait qu'il est possible d'enregistrer les pulsations sanguines au niveau d'une dent au repos, alors que ces pulsations disparaissent lorsque la dent est soumise à des contraintes.

- Viscoélasticité

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

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

3.1.1.2.1.

Mobilité physiologique

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

Les forces appliquées ont une direction verticale ou horizontale.

Elles sont générées par la mastication, la déglutition, les structures musculaires périphériques : lèvres, joues, langue.

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

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

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

En 1960, Parfitt [75] mesurant les mouvements axiaux de la dent dans son alvéole, sous une force de 100 mg, constate que l'étendue du déplacement de la dent varie entre 0.007 et 0.016 mm.

De même, Rudd et coll [88], en 1964, ont établi que la mobilité physiologique vestibulo-linguale était comprise entre 50 et 100 µm.

Sarfati [94], dit qu'une dent naturelle intacte, supportée par un tissu parodontal sain, bouge de 20 à 100 µm pendant la mastication normale.

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

Rateitschak et coll [79], divisent cette mobilité physiologique en une mobilité dentaire initiale et une mobilité dentaire secondaire :

▪ mobilité dentaire initiale :

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

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

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

La mobilité dentaire initiale est relativement importante ; elle dépend de la largeur de l'espace desmodontal et de la structure histologique du desmodonte.

Selon la dent examinée, cette mobilité initiale varie de 5 à 11 mm.10⁻².

▪ mobilité dentaire secondaire :

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

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

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

La mobilité dentaire secondaire est de l'ordre de 8 à 15 mm.10⁻².

On remarque que les forces transversales sont dangereuses, alors que les forces verticales sont bien absorbées.

En effet la géométrie de l'espace parodontal nous le prouve : il est un petit peu plus large dans les portions apicales et marginales qu'au niveau de la partie centrale. il n'y a pas de surcharge de l'os dans les zones critiques parce qu'il y a plus d'espace et que le ligament lui-même peut être comprimé.(fig. 14)

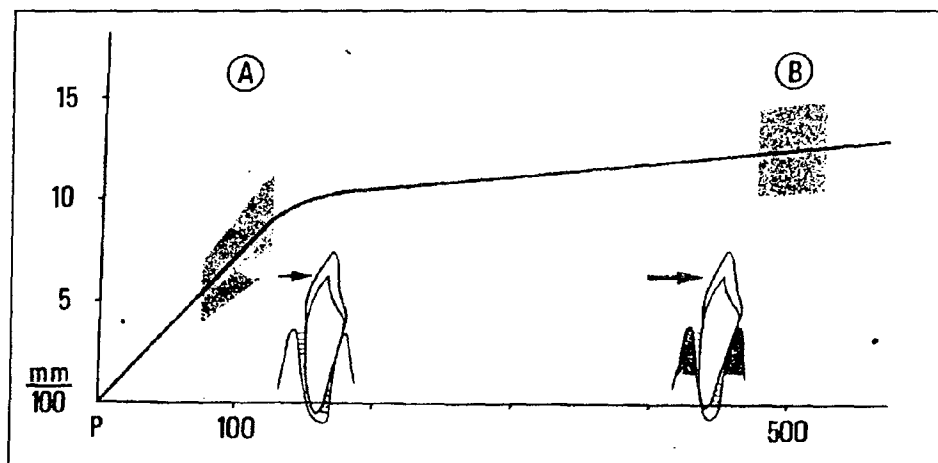


Fig. 14 : mobilité dentaire physiologique testée par application d'une force croissante (force P en g).

Rateitschak Kh (1986)[79]

A : sous l'action d'une force de 100g dans le sens linguo-vestibulaire, les fibres collagènes du desmodonte sont distendues : c'est la mobilité dentaire initiale.

B : sous l'action d'une force de 500g, l'ensemble du procès alvéolaire se déforme de façon réversible : c'est la mobilité dentaire secondaire.

3.1.1.2.2.

Fonctions sensorielles

Voies nerveuses[46]

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

Les fibres nerveuses pénètrent le ligament parodontal par les voies apicales puis remontent vers la région cervicale.

Lors de ce trajet, elles se joignent à d'autres filets nerveux lesquels rejoignent le ligament par les foramina de la lamina propria.

Types de fibres[46]

Les fibres nerveuses efférentes :

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

Récepteurs[42]

Les récepteurs nerveux parodontaux sont de 2 types :

- Les récepteurs innervés par les fibres de type C seraient des nocicepteurs polynodaux impliqués dans la nociception parodontale.
- Les récepteurs innervés par les fibres de type A sont selon Harris, des mécanorécepteurs, repartis en 3 groupes :
 - ▢ Les récepteurs encapsulés simples
 - ▢ Les récepteurs composés
 - ▢ Les récepteurs complexes

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

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

Physiologie des récepteurs parodontaux[59]

- Les récepteurs à adaptation rapide se situent principalement sous le centre de rotation de la dent (hypomoclion) ou à proximité de ce dernier.
Leur seuil de stimulation est élevé, répondant à des pressions de l'ordre de 10 g.
Leur activité est limitée à la phase d'application ou de suppression de la force ou aux variations d'intensité.
Ils ne répondent pas aux changements de direction.
- Les récepteurs à adaptation lente se situent dans la direction apicale et répondent à des petits déplacements de l'ordre de 2 μm à 10 μm et à des petites forces (0.01N-0.02N).
Ces récepteurs transmettent des impulsions aussi longtemps que le stimulus est appliqué.
Ces récepteurs fournissent des indications précises sur l'amplitude et les variations du stimulus.
Individuellement, les unités à adaptation lente répondent tout particulièrement aux sensibilités directionnelles.

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

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

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

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

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

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

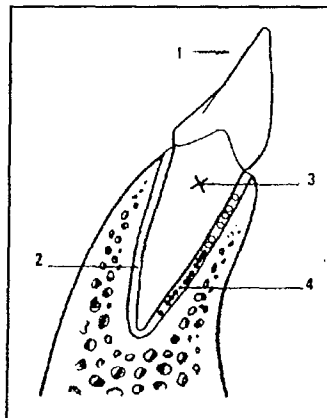


fig. 15 : répartition des récepteurs à adaptation lente et à adaptation rapide au niveau desmodontal.

Linden (1990)[59]

- 1 : direction de la force
- 2 : zone de compression
- 3 : centre de résistance
- 4 : zone de tension
- : récepteur à adaptation lente
- : récepteur à adaptation rapide

3.1.2. Forces de morsure et données relatives

La physiologie et la biomécanique de la mastication chez l'homme, sans implants dentaires ou prothèses adjoindes classiques sont des sujets qui ont été passés en revue de façon claire par Bates (1975) [5].

Ce qui suit récapitule certaines des informations principales concernant la mastication normale:

- Les composantes axiales des forces développées lors de la mastication en denture naturelle peuvent être considérables : elles varient entre 100 et 2440 N.
Ces forces de morsure peuvent être à l'origine de contraintes élevées au niveau des dents, de l'ordre de 20 MPa. Ceci est dû à la petite surface de contact sur laquelle les charges sont appliquées quand les dents se trouvent en intercuspidie maximale ou lorsqu'elles entrent en contact avec un petit objet dur (choc d'impact) .[29]
- Les composantes de forces axiales sur les dents naturelles tendent à croître au fur et à mesure que l'on se déplace distalement dans la bouche.
L'explication de ce résultat se trouve dans un modèle simple de la mandibule comme un levier de classe 3 avec l'articulation temporo-mandibulaire comme point d'appui du levier. **La force sera donc d'autant plus importante que l'on se rapproche de l'ATM.**[29]
- Les données sur les composantes latérales des forces appliquées sur la denture naturelle humaine sont peu nombreuses.
Des données tri-axiales, rapportées par Graf (1974)[40], révèlent que les composantes axiales et vestibulo-linguales, dans la région de la première molaire mandibulaire, varient respectivement et approximativement de 100, 50 et 20 N pour les composantes axiale, linguale et vestibulaire.
Ces résultats, bien que de généralisation restreinte, indiquent clairement que les composantes latérales des forces de mastication sur des dents naturelles sont de l'ordre de 20 à 50 N. Ces données ne sont cependant pas applicables pour les régions antérieures mandibulaires et maxillaires.
- Les dents naturelles sont également soumises à des moments de tension engendrés par les composantes latérales des forces ainsi que par l'inclinaison des faces occlusales des dents. Cependant, il n'existe pas de données publiées à ce propos en raison de l'absence de techniques de mesures appropriées.
- En ce qui concerne les contraintes au niveau des dents, les documents détaillés sont très rares. On peut cependant évoquer l'étude expérimentale de Arcan et Zandman en 1984 [3] qui ont mis au point une méthode d'analyse quantitative in vivo des contraintes et déformations occlusales sous la forme d'un fin film de polymère plastique photo-élastique (<0,5 mm).

L'essentiel des données a été rassemblé par Brunski (1988)[20] dans un tableau intitulé «Forces de morsure et données relatives» : (tableau 1)

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

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

3.2. *Chez les porteurs de prothèses implantaires fixées*

Les patients complètement édentés, portant une prothèse totale, ont une nette tendance à mordre avec une force axiale moindre par rapport aux patients ayant des dents naturelles ou même une prothèse adjointe complète face à une denture naturelle [43].

Cependant, selon Glantz et Stafford (1985) [39], il peut y avoir des exceptions : certains porteurs de prothèses totales exercent des forces de mastication plus élevées que la normale. Les auteurs suggèrent que cela résulterait de l'absence de mécanorécepteurs contrôlant la mastication et normalement présents dans les ligaments parodontaux des dents naturelles.

En effet, il semblerait que d'autres systèmes de neurorécepteurs entrent en jeu, comme par exemple des facteurs contrôlant la mastication et situés au niveau des muscles ou encore de récepteurs activés de la gencive, de la muqueuse alvéolaire ou du périoste de l'os de la mâchoire dans le cas des implants .[47]

Des recherches effectuées chez des patients porteurs de prothèses sur implants Bränemark indiquent que les forces axiales de fermeture peuvent alors approcher celles rencontrées avec des dentures naturelles , avec des valeurs variant de 42 à 412 N.[19]

De même, Carr et Laney (1987)[24] qui ont utilisé des jauges de contraintes intrabuccales chez 14 patients, ont observé que ceux-ci développaient des forces maximales de morsure de 20,01 à 112,5 N avant traitement par implants ostéointégrés, et de 45,37 à 255,8 N après traitement.

Lungreen et coll. (1987) [62] ont utilisé des petits capteurs englobés dans des prothèses maxillaires complètes adjointes classiques pour permettre des mesures de forces in vivo sur les prothèses antagonistes (mandibulaires) supportées par des implants : les résultats indiquent que les segments en extension de deux dents (environ 16 mm de cantilever) sont chargés par des forces significativement plus élevées que les régions antérieures où sont placées les fixtures.

Cependant, les études de ce type apportent des informations sur les forces de mastication mais ne permettent pas de tirer des conclusions sur les charges exercées au niveau des implants eux-mêmes.

Brunski et Hipp (1984) [17] ont réalisé sur le chien, des mesures grâce à la mise au point d'un transducteur uniaxial directement adapté sur un implant lame. Ils ont ensuite mis au point un système de transducteurs permettant la mesure des 3 composantes des forces de mastication, comme Graf et coll. (1974)[40] l'avaient fait chez l'homme en denture naturelle.

Les résultats de ces mesures sont rassemblés dans le tableau 2 :

	Bridge à 3 unités	Bridge à 2 unités	1 unité isolée
Fx	3,20	15,4	14,9
Fy	6,06	12,9	30,4
Fz	33,6	44,0	30,1
Amplitude résultante	34,3	48,4	45,3

Tableau 2 : valeurs moyennes (en newtons) des composantes de forces de morsures sur chaque implant en fonction du type de restauration réalisée.
Brunski et Hipp (1984)[17]

L'ensemble des études réalisées à propos de l'évaluation fonctionnelle du système masticatoire restauré grâce à des bridges sur implants oraux (force de morsure, efficacité masticatoire, études neurophysiologique-électromyographie, activité réflexe, tests de perceptions occlusales) tend donc à montrer une amélioration considérable par rapport aux techniques conventionnelles même si celles-ci sont exécutées parfaitement.(fig.16)

La fonction manducatrice après réhabilitation par bridges sur implants est identique ou très proche de celle des patients avec une denture naturelle d'étendue identique. Cette amélioration est en accord avec les sensations des patients et les examens cliniques.

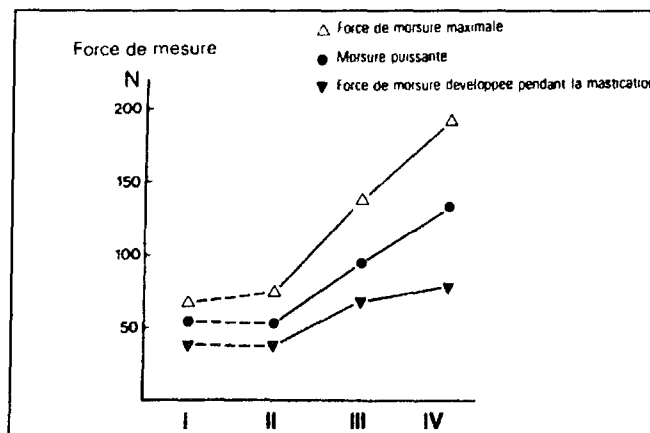


fig. 16 : mesures des forces de morsures à trois niveaux différents, chez 24 patients édentés dans quatre situations différentes. Carlsson et Haraldsson (1985)[23]

I : avec les anciennes prothèses

II : après la pose de nouvelles prothèses

III : deux mois plus tard

IV : trois ans après la mise en place d'un bridge mandibulaire sur des implants ostéointégrés

D'après Haraldson et ses collaborateurs [43], les prothèses fixes n'entraînent pas de variations des forces de morsure.

L'étude des forces occlusales en prothèse implantaire oblige à considérer la nature de l'arcade antagoniste : denture naturelle, prothèse fixée classique, prothèse adjointe ou prothèse ostéointégrée.

Les porteurs de prothèses adjointes totales (P.A.T.) bimaxillaires peuvent développer une force occlusale comprise entre 5.8 et 12.27 kg. Ces forces ont été mesurées par divers instruments entre 1935 et 1987 [24].

Par comparaison, une P.A.T. maxillaire opposée à une prothèse implantaire fixée peut développer des forces variant de 11.5 kg à 19.4 kg avec un maximum de 26 kg après la pose des implants.

Donc une prothèse implantaire fixée opposée à une P.A.T. accroît l'intensité des forces exercées. La force exercée devient alors proche de celle mesurée en denture naturelle. De plus, sur un même individu, l'intensité des forces peut encore augmenter de 50% après avoir stabiliser la P.A.T. maxillaire par des implants.

Les études manquent pour évaluer l'intensité des forces occlusales lorsque deux prothèses implantaires fixées sont opposées. La prudence doit être de règle.

Les forces développées pourraient être physiologiquement et neuromusculairement importantes[28].

CHAPITRE 4 :
BIOMECHANIQUE DU SYSTEME
POTHESE-IMPLANT-TISSU OSSEUX.

4. Biomécanique du système prothèse – implant – tissu osseux

4.1. *Implant et ostéointégration*

4.1.1. Ostéointégration et physiologie osseuse [30]

Brånemark et ses collaborateurs ont été les premiers, en 1969, à suggérer la possibilité d'un contact direct entre l'os haversien vivant et un implant mis en charge, ils parlent d'«ostéointégration».

La définition actuelle de l'ostéointégration est : «une jonction anatomique et fonctionnelle directe entre l'os vivant remanié et la surface de l'implant mis en charge».

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

La qualité de l'ostéointégration dépend du pourcentage de contact direct os/implant. La définition est donc essentiellement fondée sur la stabilité implantaire et l'analyse radiographique. Cliniquement, l'ostéointégration se traduit par une ankylose, c'est-à-dire l'absence de mobilité de l'implant.

La compréhension du concept de l'ostéointégration est capitale, en effet, les principes chirurgicaux et prothétiques doivent respecter les impératifs de la physiologie osseuse pour obtenir et maintenir l'ostéointégration.

Ceci implique la connaissance des phénomènes de cicatrisation, de réparation et de remaniement des tissus. Quel que soit le type de plaie osseuse (fracture, insertion d'une greffe osseuse ou forage en vue de la pose d'implants), le schéma de cicatrisation est similaire. L'intégration tissulaire repose sur le choix d'un matériau biocompatible et inerte.

4.1.1.1. Etudes biologiques préliminaires

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

Des connaissances précises ont ainsi été acquises sur les phénomènes de revascularisation et sur le rôle du traumatisme chirurgical dans la cicatrisation tissulaire. De nombreux tissus tels que nerf, muscle, tendon, os, peau et muqueuse, ont été testés sur différents animaux.

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

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

Les études réalisées au début des années 60 ont mis en évidence le phénomène de l'ostéointégration.

Les différentes expérimentations ont abouti à de nombreuses applications cliniques ayant pour but de reconstruire la structure et la fonction du squelette au moyen de greffes.

4.1.1.2. Développement du protocole implantaire en deux temps

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

Les succès expérimentaux obtenus ont amené à poursuivre les recherches sur la stabilité d'éléments prothétiques implanto-portés.

Un protocole clinique a alors été développé pour la réhabilitation d'un édentement par des prothèses fixées.

Des chiens, partiellement édentés, ont été appareillés par des reconstructions prothétiques implanto-portées. Les fixtures étaient préalablement enfouies dans l'os pendant 3 à 4 mois.

Un premier patient a été traité selon les principes de l'ostéointégration en 1965.

4.1.1.3. Réponse osseuse péri-implantaire

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

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

- La présence de cellules adéquates ;
- une nutrition adéquate de ces cellules ;
- un stimulus approprié pour la réparation osseuse.

Les observations au microscope optique fort grossissement ont montré la présence d'os mature cortical péri-implantaire et une interface directe os/implant à la fin de la période de cicatrisation. Habituellement, l'os cortical est en contact avec l'implant sur sa portion coronaire. L'os trabéculaire est en contact direct avec la surface implantaire.

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

L'os se reforme autour des spires d'un implant vis, envahit les pores des implants creux. Cet os est identique qualitativement et quantitativement à l'os qui se serait reformé en l'absence d'implant.

Le pourcentage de contact os/implant est influencé par :

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

Malgré une préparation chirurgicale atraumatique du site implantaire, une zone de nécrose périphérique apparaît toujours autour d'un défaut osseux créé chirurgicalement. L'importance de cette zone de nécrose va dépendre essentiellement de l'élévation de température lors du forage et de la vascularisation du tissu osseux.

Après la mise en place d'un implant endo-osseux environ 1 mm d'os adjacent meurt. Ceci résulte du trauma consécutif à la préparation du site implantaire et au placement de l'implant.

La première étape de cicatrisation est le remplacement d'un tissu osseux péri-implantaire non vivant. Entre les berges osseuses du site chirurgical et la surface de l'implant, une néoformation osseuse se produit rapidement.

Cet os est immature, de type trabéculaire. Il est donc peu résistant aux forces de mastication.

La deuxième étape concerne le remaniement de cet os, pendant plusieurs mois. **Si un délai suffisant est observé avant la mise en charge de l'implant**, les espaces entre les lacis de l'os immature seront couverts d'os mature (lamellaire). La majeure partie de l'espace os/implant sera ainsi comblée de tissu osseux. Il persistera une interface non osseuse au contact de l'implant.

L'os compact alors formé est assez résistant pour supporter les forces occlusales.

La durée de formation d'os compact au niveau de l'interface implantaire est estimée à environ 18 semaines.

Parallèlement à la néoformation osseuse au niveau du site chirurgical, l'os non vital situé dans cette région est éliminé par les ostéoclastes. Le processus diffère du remodelage normal de l'os cortical par l'orientation des ostéons secondaires, à angle droit par rapport à l'axe longitudinal de l'os plutôt que parallèlement à cet axe.

La présence de tissu conjonctif s'interposant entre l'os et l'implant est synonyme d'échec implantaire.

Le maintien de l'ostéointégration exige un remodelage continu de l'os au niveau de l'interface et de l'os de support avoisinant. L'élimination de l'os « fatigué » sur ces sites est assurée par les ostéoclastes. Le remaniement osseux est assuré par la succession de phases de résorption et d'apposition.

4.1.1.4. Evénements cellulaires à l'origine d'une réponse osseuse satisfaisante

- Présence de cellules adéquates
 - Les ostéoblastes qui sont des cellules d'origine locale, produisant la matrice osseuse.
 - Les ostéocytes, cellules de l'os vivant, qui peuvent participer aux processus de remodelage.
 - Les ostéoclastes, cellules dérivant de lignée sanguine mononucléée, responsable de la résorption osseuse, dont l'activation est également dépendante des ostéoblastes et ostéocytes.
 - Des cellules indifférenciées pluripotentes mesenchymateuses qui peuvent être stimulées dans la direction d'une induction ostéogénique par transformation en ostéoblastes.

- Une quantité appropriée de tissu mou néoformé incluant des capillaires.
 - Nutrition adéquate de ces cellules
 - Stimulation adéquate de la réparation osseuse

La réponse osseuse dépend soit d'un contact direct cellule-cellule soit de molécules solubles de la matrice, soit de potentiels électriques générés par le stress. Ces éléments peuvent être associés de diverses manières et contribuer ensemble à la réparation osseuse. La balance entre les différents éléments tissulaires impliqués est influencée par des médiateurs cellulaires.

- Spécificités de l'os par rapport aux tissus mous
- Dans des conditions idéales, la cicatrisation ne produit pas de cicatrice.
- Même si le processus de réparation est perturbé et que la cicatrisation ne se produit que peu ou pas, l'os mort va conserver une capacité à supporter certaines forces et va donc contribuer à la fonction.
- En présence d'une résorption osseuse prédominante, la cicatrisation se fait par formation de tissu fibreux qui signe l'absence d'ostéointégration.

4.1.2. Facteurs déterminants l'ostéointégration

De nombreux facteurs peuvent influencer la cicatrisation osseuse :

- Facteurs liés à l'hôte.
- Facteurs liés à l'implant.
- Principes chirurgicaux et prothétiques.

4.1.2.1. Facteurs liés à l'hôte

- Facteurs généraux.
- Facteurs de risque.
- Facteurs locaux.

Ces facteurs ne seront pas développés ici, mais **leur prise en compte est capitale avant de débiter tout traitement implantaire.**

4.1.2.2. Facteurs liés aux implants

4.1.2.2.1. Biocompatibilité des matériaux implantaires[16]

Le titane commercialement pur, le nobium et le tantale sont des matériaux reconnus pour leur biocompatibilité qui est probablement liée à la **couche d'oxyde qui les recouvre**. Cette dernière est très adhérente, très stable dans l'environnement corporel. Elle présente une excellente résistance à la corrosion.

Le Titane commercialement pur est le biomatériau le plus documenté en implantologie . Les observations au microscope électronique à balayage et au microscope électronique à transmission ont montré que l'interface titane/os est dépourvue de tissu fibreux. Ces deux

structures sont en fait séparées par une couche de protéoglycanes partiellement calcifiés, des faisceaux de fibres de collagène, sur quelques centaines d'Angström d'épaisseur.

L'utilisation de titane n'est pas un élément suffisant pour garantir l'ostéointégration.

D'autres matériaux, tels que les différents alliages de chrome-cobalt-molibdène et l'acier inoxydable sont moins biocompatibles dans le tissu osseux.

Un des effets indésirables de ces alliages est leur diffusion à des concentrations suffisantes pour entraîner des effets secondaires locaux ou systémiques.

L'argent et le cuivre sont classés comme des matériaux à faible biocompatibilité, résultant en une interface permanente de tissus mous.

Les céramiques telles que l'hydroxyapatite sont tout à fait biocompatibles à long terme.

Par contre, d'autres types d'oxyde d'alumine ont un recul insuffisant.

Pour l'hydroxyapatite, la littérature rapporte une néoformation osseuse plus rapide au niveau de l'interface os/implant durant les premiers mois d'ostéointégration, par rapport au titane. Ce bénéfice clinique initial est gravement compromis par une dissociation fréquente entre la couche d'hydroxyapatite et la surface de titane sous-jacente. La couche d'hydroxyapatite peut être peu à peu résorbée. En effet des études à moyen terme ont montré de nombreuses complications avec cet état de surface.

4.1.2.2.2.

Surface portante implantaire et forme de l'implant[57, 81]

Surface portante implantaire :

C'est la surface de l'implant en contact intime avec l'os qui assure :

- la qualité et le maintien de l'ostéointégration ;
- la transmission des forces occlusales à l'os périphérique,

Ses caractéristiques sont fonction des dimensions et de la forme générale de l'implant (macrostructure) et des caractéristiques de l'état de surface de l'implant (microstructure).

Forme (macrorétentions) :

Les formes d'implants ont évolué depuis l'implant standard proposé par Brånemark dès 1965. Aujourd'hui les implants autotaraudants sont les plus utilisés car leur partie apicale coupante simplifie la procédure chirurgicale.

Cependant ce type d'implant trouve sa limite d'indication pour les os de faible densité. L'ancrage primaire obtenu n'est pas satisfaisant. Ceci explique en partie le plus fort taux d'échecs rencontrés dans des os de type IV.

Il faut également noter que l'augmentation importante de la stabilité initiale ne signifie pas forcément une diminution de la période de cicatrisation. Dans les os de très faible densité, même avec une très bonne stabilité initiale, il semble préférable d'utiliser des périodes de cicatrisation allongées.

Les macrorétentions sont réalisées par des modifications de forme du corps de l'implant : en forme de vis, avec des évidements, des perforations de surface, en forme de cône... Ces modifications : (fig. 17)

- augmentent modérément la surface développée de l'interface osseuse, par exemple la surface développée d'un implant-vis est multipliée par 1,5 par rapport à un cylindre de même taille ;
- peuvent améliorer la transmission, la répartition et la diffusion des forces occlusales dans l'os périphérique, notamment dans le cas des vis qui assurent une diffusion diagonale des forces latérales appliquées à l'implant alors qu'un cylindre les diffuse horizontalement.

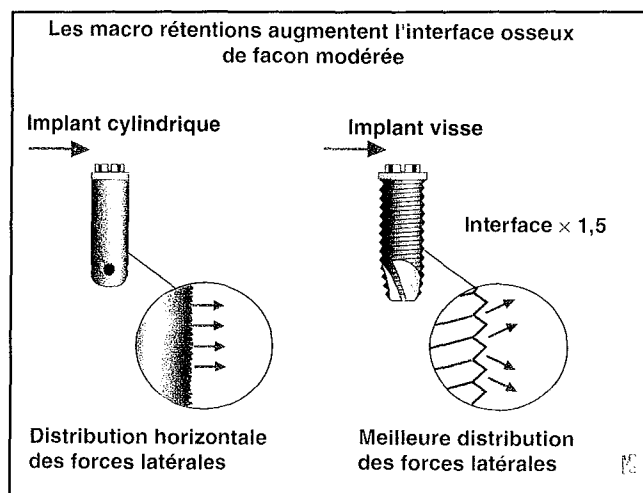


fig. 17 : Les macrorétentions améliorent la dispersion des forces dans l'os périphérique.
D'après Le Gall M.G. (2000)[57]

4.1.2.2.3.

Etat de surface implantaire[57]

La réponse tissulaire péri-implantaire dépend des propriétés physiques et chimiques de l'état de surface implantaire.

Les surfaces lisses ne permettent pas une adhésion os/cellule acceptable. Elles aboutissent à une «encapsulation fibreuse », quel que soit le matériau implantaire utilisé.

Une certaine irrégularité de l'état de surface semble donc nécessaire pour permettre une adhésion cellulaire adéquate.

Les fabricants proposent des implants à surface rugueuse afin d'en favoriser la rétention primaire.

Ces surfaces particulières amélioreraient également la qualité de ostéointégration [18].

Des microrétentions réalisées par différents traitements de surface de l'implant. Il existe deux moyens d'obtenir une surface rugueuse : **par addition ou par soustraction**.

Ces microrétentions :

- augmentent considérablement la surface développée de l'interface osseuse et la qualité de l'ostéointégration ;
- améliorent un peu la transmission des forces occlusales par le contact osseux plus important. Par contre, n'améliorent pas la répartition et la diffusion des force occlusales dans l'os périphérique (à distance de l'interface), chargé de les dissiper.

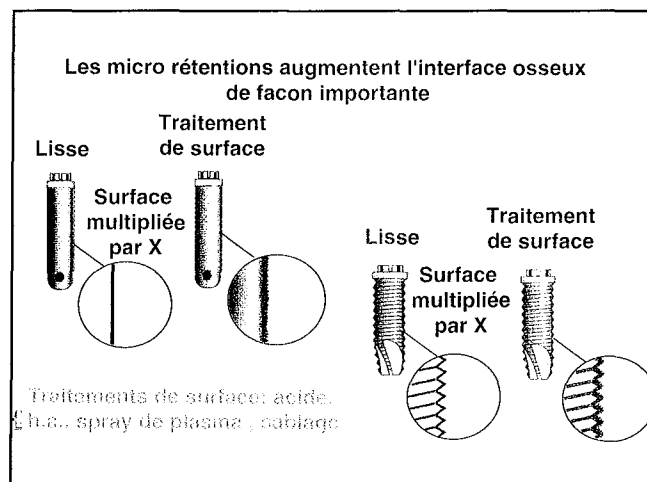


Fig.18 : Les microrétentions améliorent l'ostéointégration.
D'après Le Gall M.G. (2000)[57]

Lazzara et coll. [56] ont expérimenté chez l'homme des implants présentant à la fois une surface rugueuse et lisse. A 6 mois, il y avait 72 % de contact osseux avec la surface rugueuse (Osseotite) contre seulement 34 % avec la surface lisse.

Cependant, Senneby et Meredith [92] ont montré chez l'animal, que les valeurs obtenues avec l'analyse de fréquence de résonance (cf. 5.2.2.1.4) n'étaient pas différentes entre des implants à surface rugueuse et des implants à surface lisse, bien que le couple de desserrage soit plus important pour les implants à surface rugueuse.

Une étude prospective est donc aujourd'hui nécessaire pour comparer chez l'homme, le pronostic respectifs des deux types de surface dans des os de réelle faible densité.

4.1.2.3. Principes chirurgicaux [30]

4.1.2.3.1. Asepsie opératoire

C'est une condition indispensable pour prévenir toute contamination bactérienne lors de la chirurgie implantaire.

4.1.2.3.2. Contrôle de la température

L'élévation de température locale provoque la destruction des cellules responsables de la cicatrisation osseuse. La relation critique temps/température pour la nécrose du tissu est de 47 °C, appliquée pendant une minute . A une température de 50 °C pendant plus d'une minute, le seuil critique est atteint, pour lequel la réparation osseuse est perturbée de manière irréversible.

L'utilisation de forets tranchants de diamètre croissant (ne pas créer en une seule étape un lit implantaire de 3 ou 4 mm), des vitesses de forage appropriées, et une irrigation abondante préviennent l'élévation thermique excessive.

Remarque : de hautes températures de forage peuvent être atteintes, en particulier dans les zones mandibulaires denses, si des forets de qualité insuffisante sont utilisés.

4.1.2.3.3. Choix du site d'implantation

Le principe le plus important est d'obtenir **la stabilisation initiale** des implants dans un os bien vascularisé à potentiel ostéogénique.

Un ancrage bicortical est souhaitable.

Un ancrage au niveau de la corticale des fosses nasales ou des sinus maxillaires assure une meilleure stabilité de l'implant.

Une stabilité complémentaire, assurée par un ancrage lingual, doit être recherchée au niveau mandibulaire.

Les implants de gros diamètre permettent parfois d'assurer un ancrage tricortical.

4.1.2.3.4. Adaptation de l'implant au site osseux

L'adéquation entre site osseux et implant doit être parfaite.

4.1.2.3.5. Longueur des implants

Les implants courts, de 7 mm et 8,5 mm de longueur, ont des taux de succès inférieurs à ceux des implants d'une longueur supérieure ou égale à 10 mm.

4.1.2.3.6. Nombre d'implants

Le volume osseux disponible est évalué en pré-opératoire par l'examen au scanner.

Le choix du nombre d'implants va dépendre du volume osseux disponible, de la qualité osseuse et des impératifs prothétiques et occlusaux.

C'est un point primordial au niveau biomécanique . Il sera abordé en détail dans le chapitre «considération prothétiques ».

4.1.2.3.7. Inclinaison des implants

L'inclinaison des sites implantaire dépend de :

- *L'anatomie osseuse locale* : l'implant doit être normalement totalement circonscrit par l'os. Une orientation vestibulaire, palatine ou linguale est parfois nécessaire pour éviter les concavités osseuses ;
- *La relation interarcades* : si la résorption osseuse post-extractionnelle s'accompagne d'un prognathisme important chez l'édenté complet, un positionnement lingual des implants mandibulaires et une inclinaison vestibulaire des implants maxillaires ont pour but de compenser le décalage des bases osseuses ;
- *le dessin de la suprastructure* : **un positionnement programmé des implants à l'aide d'un guide chirurgical permet une réalisation prothétique dans des conditions optimales.**
Un positionnement implantaire trop palatin ou lingual peut entraver la phonation ;
- *le parallélisme* : **si les implants sont parallèles entre eux, la réalisation de la suprastructure est facilitée. La répartition des forces s'effectue selon l'axe de l'implant.**

4.1.2.3.8. Forces d'insertion de l'implant

Des forces d'insertion trop importantes peuvent induire une résorption osseuse péri - implantaire.

4.1.2.3.9. Manipulation tissulaire

La manipulation des tissus gingivaux de recouvrement et la préparation du site implantaire doivent être délicates et atraumatiques.

4.1.2.3.10. Traitement des pathologies

Toute intervention sur l'os entraîne un processus de cicatrisation et de remodelage. La cicatrisation secondaire après traitement de kystes des maxillaires ou après une extraction dentaire peut aboutir à une néoformation osseuse ou à la formation d'un tissu fibreux cicatriciel.

Il n'est pas rare de trouver des alvéoles comblées par du tissu fibreux suite à l'extraction dentaire sans énucléation complète du tissu de granulation. Ces sites sont souvent impropres à l'implantation.

4.1.2.3.11. Temps de cicatrisation osseuse et conditions de mise en charge

Les observations histologiques sur l'ostéointégration ont montré que l'implant est entouré de tissu non minéralisé durant la période initiale de cicatrisation.

L'implant est sensible aux pressions et mouvements lors des premières semaines de cicatrisation. La différenciation des cellules osseuses est perturbée par tout

macromouvement de l'implant qui favorise la création d'une interface fibreuse aboutissant à un échec implantaire

Le temps d'ostéointégration pendant lequel toute mise en charge implantaire est proscrite dépend du volume et de la qualité osseuse ainsi que de l'état de surface implantaire.

Des délais de **3 à 4 mois pour la mandibule** et de **6 mois pour le maxillaire** sont recommandés avant la mise en charge des implants.

Il n'existe pas d'étude rapportant les résultats cliniques associés à différents temps de cicatrisation osseuse avant mise en charge.

Sur le plan biologique, une mise en charge progressive est souvent conseillée en présence d'une qualité et d'une quantité osseuses limites.

La résistance maximale de l'os péri-implantaire aux forces est atteinte seulement après un an de mise en fonction.

Une surcharge peut, même après plusieurs années, engendrer des microfractures qui cicatriseront par la formation d'une interface fibreuse.

Il est important de définir pour chaque patient un protocole de mise en charge adapté.

4.1.2.3.12.

Maintien de l'ostéointégration

La pérennité de l'ostéointégration dépend de la santé des tissus péri-implantaires et du contrôle des forces occlusales.

Toute inflammation des tissus péri-implantaires due à une infection bactérienne peut être à l'origine d'une résorption osseuse marginale.

En présence d'une muqueuse péri-implantaire saine, une perte osseuse d'environ 1,5 mm après un an de mise en fonction puis de 0,2 mm par an est normale.

Une hygiène bucco-dentaire stricte et une maintenance professionnelle ont pour but d'éliminer les bactéries pathogènes susceptibles d'entraîner une inflammation de la muqueuse péri-implantaire et une perte, même partielle, de l'ostéointégration.

4.1.3.

La proprioception

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

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

Plusieurs études répondent à cette question :

Fenton [35] a mesuré l'indice O.T.P (occlusal thickness perception) chez des patients porteurs de restaurations totales maxillaires et mandibulaires purement implanto-portées depuis plus de 5 ans.

Le résultat moyen de 15 μm est similaire à celui observé chez les patients en denture naturelle (20 μm) et significativement différent (45 μm) de celui des patients porteurs de prothèses adjoindes complètes conventionnelles (P.A.C).

Cependant, il faut appréhender ces résultats avec prudence : d'autres études comme celles de Lundquist et Haraldson [63] faisant intervenir différents moyens d'investigation, rapportent des résultats sensiblement différents.

En effet, ils se sont intéressés à l'évolution du seuil de perception occlusale d'un patient édenté complet passant à une reconstruction complète sur implant.

Ils ont noté une augmentation rapide de ce seuil durant les premiers mois puis une stabilité les années suivantes.

Ils ont quantifié ce seuil en interposant au niveau occlusal des papiers d'aluminium de différentes épaisseurs.

Les épaisseurs induisant la perception occlusale sont de 20, 50 et 100 μm respectivement pour des patients totalement dentés, porteurs de restaurations supra-implantaires et de prothèses adjoindes complètes.

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

L'absence de desmodonte ne semble pas néfaste chez les patients édentés totaux appareillés selon le concept implanto-porté de Bränemark, que l'arcade opposée soit en denture naturelle ou non. (Carlsson et Haraldson)[23]

Il semble donc logique de penser avec Van Steenberghe[104] que d'autres récepteurs situés en dehors du desmodonte puissent suppléer la fonction régulatrice en l'absence de ce dernier.

Komiyama [54] rapporte que, chez les patients porteurs d'implants ostéo-intégrés, les charges dynamiques sont perçues par **mécano-réception**, des vibrations apparaissant dans les tissus éloignés (musculature voisine, tendons et A.T.M.).

La cinématique mandibulaire serait ainsi régulée par **l'intervention de récepteurs musculaires et capsulaires** (Klineberg [53]) ou encore muco-gingivaux et périostés (Jacob S et Van Steenberghe [45]).

Kay [52] attribue à l'insuffisance de cette mécano-réception les échecs par fractures de vis des restaurations partielles implanto-portées.

Muhlbradt et coll [72] nous expliquent que la perception de la pression appliquée est immédiate au niveau des implants, mais que là où la proprioception d'une dent naturelle génère une réponse douloureuse, rapide et aiguë sous l'effet d'une pression élevée, accompagnée d'un mécanisme réflexe de protection, **l'implant évoque des sensations douloureuses lentes et sourdes se propageant au crâne avec une réaction différée.**

D'après Clayton et Simonet [28], les récepteurs desmodontaux ont un faible seuil de tolérance à la pression mais un seuil différentiel de proprioception tactile très élevé. A l'inverse, les récepteurs péri-implantaires possèdent un seuil de tolérance élevé à la pression, mais une capacité discriminatoire tactile très réduite.

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

4.2. Le tissu osseux

4.2.1. Volume osseux [81]

Il est important de faire la différence entre volume disponible, volume nécessaire et volume utile.

Le volume disponible représente le volume total d'os dans lequel il est théoriquement possible de placer un implant pour une région donnée. Il est évalué par l'étude du scanner ou du Scanora. Cette donnée ne tient pas compte des paramètres prothétiques. C'est une évaluation strictement chirurgicale.

Le volume nécessaire représente le volume minimum nécessaire pour placer un implant en fonction d'une situation clinique donnée. Il n'est pas lié à l'anatomie du patient. C'est une valeur théorique.

Le volume utile représente le volume d'os utilisable pour une situation clinique donnée quand on prend en compte les paramètres prothétiques (esthétiques et fonctionnels).

Il peut être objectivé précisément en préopératoire en faisant passer un scanner ou un Scanora avec un guide de repérage radiologique.

Quand le volume utile est très inférieur au volume nécessaire, l'indication implantaire doit être rediscutée.

La mise en œuvre de techniques d'élargissement ou de renforcement de crête peut être envisagée pour augmenter le volume utile.

4.2.2. La densité osseuse

L'évaluation de la densité osseuse est devenue un élément essentiel de l'examen pré-implantaire.

Parmi toutes les classifications du volume et de la densité osseuse, celle de LEKHOLM et ZARB [58] est la plus connue et la plus utilisée.

De nombreuses études ont montré que le taux d'échec est directement corrélé à la densité de l'os.

Une bonne connaissance de la densité osseuse permet d'après Renouard et Rangert [80] de :

- choisir des implants de diamètre approprié,
- d'adapter la séquence de forage pour obtenir la meilleure stabilité initiale possible de l'implant,
- d'adapter la durée de la période de cicatrisation osseuse,
- d'évaluer la capacité des différents implants à supporter la charge occlusale.

4.2.2.1. Comment évaluer la densité osseuse ?

L'évaluation de la densité osseuse peut se faire soit lors de l'examen préopératoire soit pendant la phase chirurgicale.

Les différents moyens sont les suivants :

4.2.2.1.1. Radiographique

L'évaluation de la densité directement sur le film radiographique (scanner ou Scanora) par le chirurgien représente le moyen le plus utilisé à ce jour.

Une appréciation subjective des niveaux de gris permet à l'opérateur d'apprécier les différences de densité. Cependant en fonction des types de scanners ou du niveau de contraste déterminé par le radiologue sur son propre appareil, il peut exister un risque d'erreur. A un niveau de gris donné, peuvent correspondre plusieurs densités différentes. De plus, l'évaluation ne peut se faire que par des coupes radiographiques successives alors que l'implant peut avoir une orientation oblique passant par plusieurs coupes.

Cependant Renouard [81] d'après son expérience clinique affirme que l'évaluation de la densité osseuse par lecture directe des scanners représente une option fiable et suffisante pour la majorité des situations cliniques en particulier pour déterminer les densités extrêmes.

4.2.2.1.2. Assistée par ordinateur

Depuis plusieurs années des logiciels ont été développés pour permettre la lecture par le chirurgien, des scanners directement sur un ordinateur de type PC.

Le patient passe son scanner de façon conventionnelle et le radiologue comprime les données informatiques et fournit au praticien une disquette contenant l'examen.

Un logiciel spécial permet d'avoir à l'écran toutes les coupes radiographiques et de se «promener » dans les maxillaires du patient.

Des implants virtuels peuvent être placés puis visualisés en trois dimensions (BELLAICHE [6]).

Ces logiciels permettent également d'évaluer la densité osseuse juste autour de l'implant. Une courbe de densité apparaît à l'écran.

La densité est mesurée en **Unité Hounsfield (U.H.)**. Il est possible d'établir un parallèle entre la classification de densité de LEKHOLM et ZARB et l'évaluation informatique.

L'évaluation de la densité osseuse par ordinateur représente une aide indéniable pour le praticien. Il devient possible d'indiquer certains protocoles opératoires de façon plus objective (un temps chirurgical, mise en charge immédiate, etc.). Cependant, cette évaluation à l'aide de l'ordinateur demande du temps et l'acquisition de logiciels spécifiques.

4.2.2.1.3. Moteur Osseocare [81]

La société Nobel Biocare a mis au point un moteur chirurgical (DEC600) qui mesure la résistance rencontrée lors de la pose de l'implant. La mesure ne peut se faire qu'à vitesse lente et peut être visualisée sur l'écran. Les courbes sont sauvegardées sur une carte à puce puis stockées dans ordinateur type PC à l'aide d'un lecteur à puce. Plusieurs types de courbes semblent caractériser le type d'os rencontré et le type d'implant utilisé. Mais les courbes restent aujourd'hui difficiles à interpréter, il est encore nécessaire d'étudier la corrélation qui peut exister entre le type de courbe et le taux d'échec.

4.2.2.1.4. Analyse de la fréquence de résonance

Meredith [66] a développé depuis plusieurs années un **système d'évaluation de la stabilité de l'implant dans l'os** appelé système d'Analyse de la Fréquence de Résonance.

Avec cette nouvelle approche, ce n'est pas la densité de l'os ou la résistance d'insertion de l'implant qui est mesurée mais une synthèse de ces deux paramètres.

Il devient possible d'évaluer la qualité de l'ancrage initial de l'implant, puis de suivre ce paramètre durant la phase de cicatrisation puis lors de la mise en fonction.

Le principe d'analyse de la fréquence de résonance est basé sur le phénomène physique suivant :

Si on fait vibrer une lame enserrée dans un étau, elle a un mouvement qui peut être caractérisé par deux paramètres : sa fréquence et son amplitude. Ces paramètres sont liés à la qualité du serrage de la lame dans l'étau. Plus le serrage de la lame est intime (et plus la longueur de la partie libre de la lame est petite) plus la fréquence et l'amplitude d'oscillation sont élevées. Au contraire si la lame n'est pas très bien serrée dans l'étau (ou présente une partie libre importante), sa fréquence et son amplitude d'oscillation sont plus faibles car il y a un phénomène d'amortissement de l'onde.

C'est à partir de ces principes que Meredith a mis au point son système.

Un capteur est vissé sur un pilier implantaire ou directement sur la tête de l'implant puis une onde de fréquence et d'amplitude connues est envoyée dans le capteur. L'onde renvoyée par l'implant est mesurée et analysée. La lecture de la courbe permet de connaître la qualité de la congruence de l'implant.

Si l'implant est posé selon une technique en un temps, il est possible de suivre son «ostéointégration » ou au contraire sa perte d'ancrage.

Un implant encapsulé tout ou en partie par du tissu fibreux, donne des courbes d'amplitude et de fréquence significativement modifiées.

4.2.2.2. Le traitement face à un os de faible densité [81]

Il est généralement admis dans la littérature qu'un os de faible densité est de type III ou IV selon la classification de LEKHOLM et ZARB.

En fait le taux d'échec devient plus important pour des os présentant une densité très faible (< 250 UH).

Ces situations cliniques se rencontrent parfois chez des patients présentant des agénésies où l'absence de germe a inhibé la stimulation osseuse.

Dans ces situations il est primordial d'utiliser les moindres trabéculations osseuses pour stabiliser l'implant.

Plusieurs orientations thérapeutiques sont proposées à ce jour :

4.2.2.2.1. Modification de la surface de l'implant

Cf. 5.1.2.2.1

4.2.2.2.2. Modification de la forme de l'implant

Cf. 5.1.2.2.2

4.2.3. La qualité osseuse

4.2.3.1. Comment évaluer la qualité osseuse ?[81]

En anglais il existe deux qualificatifs pour l'os : « volume » et « quality ».

Si le mot «volume » ne pose aucun problème de compréhension et de traduction, il n'en est pas de même pour le terme «quality ».

En effet ce mot est utilisé dans l'évaluation de la densité osseuse. Il n'est jamais utilisé pour renseigner sur la réelle qualité de l'os c'est-à-dire sur son potentiel de cicatrisation.

Cependant, certains patients présentent des potentiels de cicatrisation déficients.

Par exemple ceux qui consomment plus de 15 cigarettes par jour ont un taux d'échecs d'ostéointégration supérieur de 10 %. Ces mêmes fumeurs présentent des risques d'échecs significativement augmentés dans les techniques de régénération osseuse.

Jonhson et coll. [50] ont étudié la force de serrage d'implants placés chez le chien.

Le fait que l'os ait été irradié diminue de 50 % la force nécessaire à la dépose des implants. Par contre un traitement hyperbarique d'oxygène dans les mêmes conditions augmente la résistance des implants.

Tout ceci tend à prouver que la qualité de l'os est un paramètre important à évaluer lors du plan de traitement implantaire.

Renouard et Rangert [80] ont proposé une classification des qualités osseuses en 3 catégories : BHP (Bone healing Potentiel) 1, 2 et 3.

- La première catégorie BHPI regroupe les patients sans risque,
- la catégorie BHP2 les patients à risque faible (fumeur faible, diabète équilibré, ostéoporose, os régénéré, greffes osseuses, etc.).
- Enfin dans la catégorie BHP3 sont inclus tous les patients à haut risque biologique (gros fumeur, patient irradié, diabète mellitus, patient sous traitement antimitotique, etc.).

Il est donc nécessaire de prendre en considération les deux paramètres (biologique et mécanique) pour évaluer le risque implantaire.

4.2.3.2. Le traitement face à un os de faible qualité[77]

L'approche thérapeutique de patients présentant une mauvaise qualité osseuse (BHP3) ne peut être que biologique.

En imaginant que tel ou tel état de surface améliore la qualité du contact os/implant, le problème reste entier à quelques 1/10 de millimètres de l'implant.

Le traitement de patients ayant un os de faible qualité doit se faire avec une grande prudence.

Quelques traitements associés, tels que les thérapeutiques Oxygène Hyperbare permettent d'améliorer significativement le pourcentage d'ostéointégration des implants. Cependant ces traitements sont lourds et impossibles à mettre en œuvre en pratique quotidienne.

En pratique courante il ne faut accepter de traiter des patients rentrant dans la catégorie BHP3 que si plusieurs conditions sont réunies :

- os de densité II ou II-III,
- chirurgie atraumatique,
- respect scrupuleux des conditions d'asepsie,
- allongement sensible de la période de cicatrisation (8 à 10 mois),
- absence de prothèse de temporisation risquant de mobiliser l'implant à travers la muqueuse.

4.2.4. Conclusion[81]

L'os doit être caractérisé par trois paramètres différents : **son volume, sa densité et sa qualité.**

Il y a essentiellement deux grandes causes d'échec primaire en implantologie orale.

- La première est liée à un **risque biologique**. Les os très denses (type I) sont généralement mal vascularisés et peuvent entraîner des séquestres en cas de traumatisme lors du forage. Les os de patients présentant un faible potentiel de cicatrisation (BHP 2 ou 3) doivent également être considérés comme présentant un risque biologique.
- La deuxième cause d'échec est liée à un **risque mécanique**. Le taux important de non-ostéointégration dans l'os de très faible densité (type IV) est dû à la difficulté d'obtenir une bonne stabilité initiale.

Les meilleurs taux de succès sont obtenus chez les patients présentant à la fois un os de type II et III et ayant un potentiel de cicatrisation normal, car il existe un bon équilibre entre la «mécanique » et le «biologique ».

Pour augmenter le taux de succès dans des situations cliniques difficiles, il faut améliorer à la fois les paramètres mécaniques (utilisation d'implants permettant d'obtenir une meilleure stabilité initiale, adaptation des séquences de forage, etc.) et biologique (allongement de la période de cicatrisation).

Une action directe sur le processus de cicatrisation de l'os n'est pas envisageable à ce jour en pratique courante.

4.3. *Nature de la reconstitution prothétique*

Les forces de mastication vont être transmises aux implants par le biais de la reconstitution prothétique dont le type, le matériaux, la forme, les propriétés mécaniques, le type de connexion aux implants, le nombre, l'angulation et la distribution des implants..., sont autant de facteurs déterminants dans la transmission des contraintes. (Brunski [20])

4.3.1. Matériau cosmétique en prothèse fixée implanto-portée [76]

Un matériau de recouvrement idéal se caractériserait, du point de vue du laboratoire, par une manipulation simple, la possibilité de réparation et d'adjonction ultérieures et un coût réduit.

Cliniquement, on attendrait du matériau de recouvrement, hormis ses propriétés esthétiques excellentes, une dégradation mécanique, thermique et chimique minimale à longue

échéance. Aucun matériau de revêtement actuellement disponible ne remplit d'une manière idéale toutes ces exigences.

Pour choisir, il faut systématiquement comparer leurs paramètres physiques et chimiques auxquels il faut ajouter, le comportement à l'abrasion, les possibilités de polissage, l'expérience à long terme, les facilités de réparation ainsi que le coût.

Différentes **céramiques** ou **résines** peuvent être utilisées comme matériaux de recouvrement des restaurations fixées implanto-portées.

L'épaisseur de la couche cosmétique dépend du matériau utilisé.

4.3.1.1. Résines composites

L'utilisation de matériaux composites a souvent posé des problèmes :

- Propension à l'accumulation de plaque plus importante que la céramique (difficulté de polissage et à la moindre qualité de l'état de surface obtenue).
- Nombreuses fractures sur les reconstitutions en composite. Celles-ci sont soit cohésives, dues à une insuffisance de résistance au cisaillement du matériau, soit adhésives, résultant d'un manque d'adhésion entre infrastructure métallique et composite.

Cependant la réparation des composites se révèle assez rapide comparée à la céramique.

L'utilisation des résines composite présente des avantages de manipulation par rapport à la céramique, mais, de par leur relative fragilité, il est recommandé de n'utiliser ces matériaux que pour des restaurations provisoires à long terme.

4.3.1.2. Céramiques

Comparée aux reconstitutions à recouvrement composite, la dégradation chimique est minimale à long terme, l'esthétique et la qualité de surface sont meilleures.

Il est malheureusement très difficile, voire impossible de réparer ou d'adjoindre de la céramique en poudre.

Une dent en céramique ayant subi les efforts de l'attrition ne peut être remise dans un four sans que les microfêlures internes ne se libèrent et conduisent à des fractures.

Les revêtements céramiques en prothèse implanto-portée se fracturent aussi rarement qu'en prothèse fixée conventionnelle.

En se basant sur les études à long terme effectuées jusqu'à présent, la céramique semble être le matériau de choix pour la plupart des prothèses implanto-portées.

4.3.1.3. Conclusion

Les patients peuvent être traités prothétiquement à long terme avec succès grâce à des restaurations céramo-métalliques sur implants.

L'utilisation des résines composite présente des avantages de manipulation par rapport à la céramique, mais leur relative fragilité implique l'utilisation de ces matériaux pour des restaurations provisoires à long terme.

4.3.2. L'infrastructure[41, 76]

L'infrastructure doit, comme en prothèse fixe conventionnelle, soutenir suffisamment le matériau cosmétique, mais également en même temps, laisser assez de place pour que ce revêtement soit esthétique.

Il est pour cela indispensable que la configuration de l'infrastructure soit élaborée à partir d'une clé issue de la maquette de diagnostic.

La morphologie de l'infrastructure dépend des volumes des tissus mous et durs résiduels.

Lors de la réalisation de l'infrastructure, il faut décider, à l'aide de la cire de diagnostic, si un déficit osseux et/ou muqueux doit être compensé ou si une épithèse de fausse gencive amovible doit être réalisée.

D'après Grunder U. [41] il est primordial d'obtenir une adaptation globale sans tension de l'infrastructure.

En effet, si cette adaptation passive n'est pas obtenue, des contraintes excessives et transversales seront transmises aux implants. Ces contraintes peuvent nuire à l'ostéointégration ou conduire à des problèmes structurels.

4.3.3. Biomécanique des bridges : principes mécaniques

4.3.3.1. Analyse mécanique de la travée[15]

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

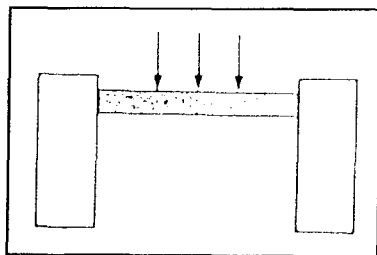


Fig. 19 : représentation schématique d'un système bridge. [15]

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

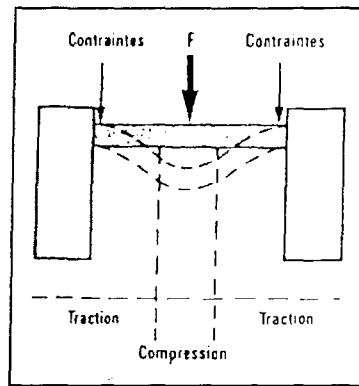


Fig. 20 : flexion et contraintes d'un système bridge sous l'action d'une force F appliquée sur la travée. [15]

4.3.3.2. *Flexion de la poutre [91]*

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

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

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

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

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

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

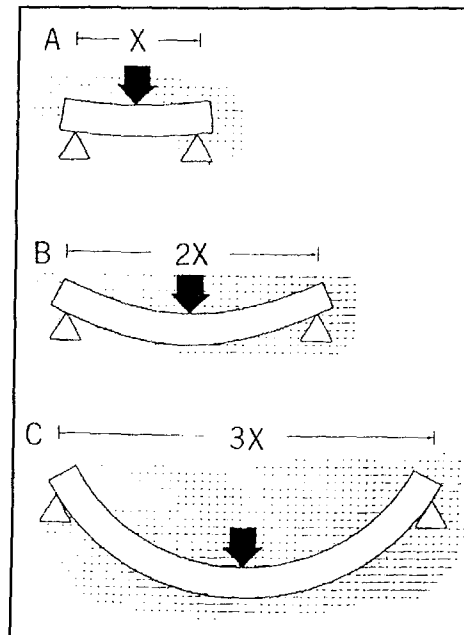


Fig. 21 : déformation et flexion d'une poutre en fonction de sa longueur. [91]

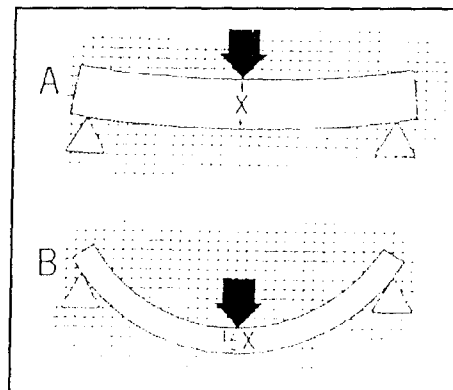


Fig. 22 : déformation et flexion d'une poutre en fonction de sa hauteur (épaisseur). [91]

4.3.3.3. *Formes géométriques [4]*

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

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

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

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

4.3.3.4. Effet d'entaille [4]

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

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

En prothèse fixée, l'embrasure représente donc le point faible de la reconstruction prothétique.

Pour diminuer ces concentrations de contraintes, il est primordial d'avoir un fond d'entaille (embrasure) arrondi.

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

4.3.3.5. Rigidité et déformation de la prothèse

La rigidité de la prothèse est un paramètre particulièrement important dans la distribution de la charge aux différents piliers : d'une manière générale un bridge très rigide distribuera les charges uniformément sur tous les supports tandis qu'un bridge flexible aura tendance à transmettre la charge au support le plus proche en premier (Skalak, 1985)[94].

Dans le cas de support d'ancrage mixte dentaire et implantaire une reconstruction prothétique présentant une flexibilité adéquate permettra de prévenir une hypofonction de la dent naturelle en répartissant la charge.

D'un autre côté, cette flexibilité pourrait entraîner un moment de tension au niveau de l'implant...

La flexibilité du bridge peut donc jouer un rôle semblable à celui d'une connexion souple entre bridge et implant, comme dans le cas de l'interposition d'un insert, amortisseur de choc, dans la partie coronaire de l'implant.

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

Cette déformation est directement proportionnelle au cube de la longueur de la travée et inversement proportionnelle au cube de son épaisseur. (Fig.21 et 22)(Shillinburg, 1978)[91].

Ceci est valable aussi bien en prothèse fixe classique qu'en prothèse implantaire fixée.

D'après Glantz(1985)[39], il est indispensable de connaître les principes régissant la forme des bridges en extensions postérieures car ceux-ci sont presque toujours utilisés dans le cas des prothèses sur implants, en raison des limitations anatomiques à l'implantation dans les zones postérieures mandibulaires.

Actuellement, il n'existe pas de formule précise permettant de définir les déformations au cours de la fonction pour ce type de prothèse. Cependant, nos connaissances mathématiques sont suffisantes pour nous permettre d'établir une relation simplifiée entre les facteurs essentiels du problème :

$$D = \frac{F \times L^3 \times C^e}{E \times I \times H^3}$$

Avec : D : valeur de la déformation

F : charge supportée par la prothèse

E : module d'élasticité du matériel prothétique

L : longueur,

I : largeur,

H : hauteur, de la partie en extension (selon l'axe de la charge).

Toujours d'après Glantz (1985)[39], le niveau de déformation critique pourrait être atteint s'il n'est pas possible d'augmenter la hauteur de la prothèse, comme cela peut être le cas dans une situation de rapport intermaxillaire défavorable ou devant la nécessité d'une bonne hygiène du pontique.

Cliniquement, cela signifie qu'il faut prendre en compte, de façon impérative, la dimension verticale d'occlusion des patients susceptibles d'être traités par implants ostéointégrés.

En 1988, Davis et coll.[33], ont réalisé une étude sur le comportement biomécanique des reconstructions prothétiques supportées par des implants.

Dans un premier temps, ils ont étudié par F. E. M. (modélisation par éléments finis) et au moyen de jauges de contraintes, l'influence du nombre d'implants supports.

- Matériels et méthodes :
- Analyse par éléments finis :

Modélisation d'une poutre (= pontique) en trois dimensions : Fig.23 :

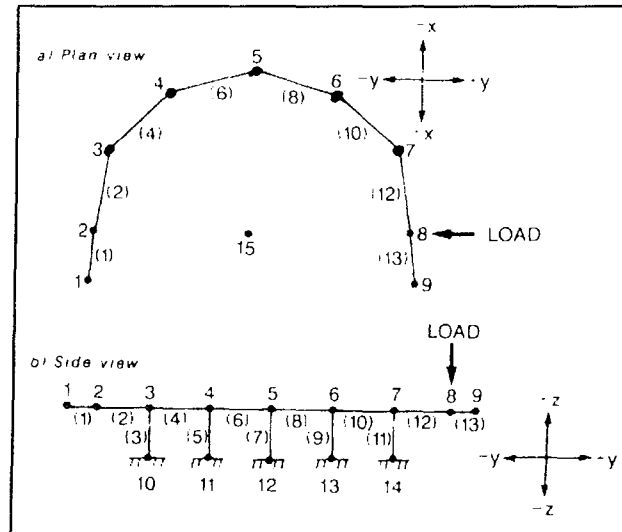


Fig. 23 : diagramme illustrant les positions des nœuds et des éléments pour le modèle par élément finis (F.E.M). Davis et coll. (1988)[33]

On suppose ici que l'infrastructure est régulière et symétrique.

Fixation au niveau de 5 supports correspondant aux éléments (3), (5), (7), (9) et (11).

Chaque chape correspondante est supposée inamovible (parfaitement immobile) sur sa vis de fixation.

L'infrastructure est en alliage Argent-Palladium (Ag-Pd) et directement élaborée sur les chapes en alliage d'or avec fixation par les vis en alliage d'or.

Application d'une force verticale de 20 kg (force statique) au niveau du nœud (8), situé à 10 mm en arrière du pilier terminal.

Mesures de la distribution des contraintes et de la déflexion du pontique pour

- 5 vis en (3), (5), (7), (9) et (11)
- 4 vis en (3), (5), (9) et (11)
- 3 vis en (3), (7) et (11)
- 2 vis en (3) et (11)

- Jauges de contraintes : elles sont linéaires, collées sur les parties en extension.

Forces appliquées : supérieure à 20 kg, appliquée à 14 mm en arrière de la dernière chape.

Enregistrement des tracés sur un oscillogramme, comme pour la méthode par FEM (même nombre de piliers testés).

- Résultats :

- FEM :

- déflexion : la plus grande différence de déflexion est observée quand on passe d'une situation à trois implants en fonction vers une situation à deux implants : Fig. 24 :

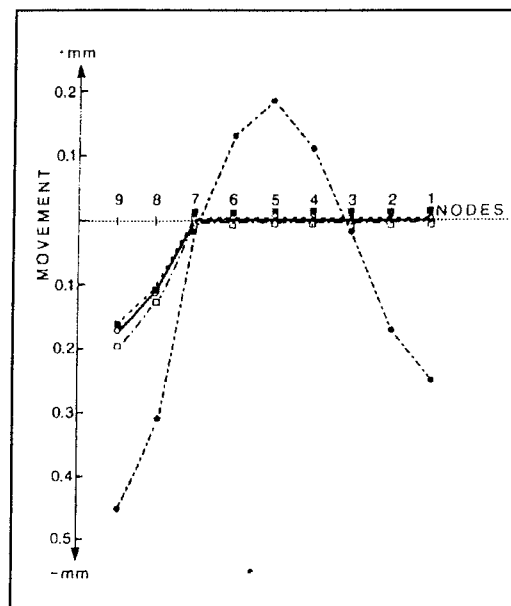


Fig.24 : Déflexions prévues de l'infrastructure, dans une direction verticale (nombre de chapes vissées en fonction : --■-- 5; —○— 4; ---□--- 3; ---●--- 2.)

- contraintes : les distributions des contraintes dans l'infrastructure du bridge sont très similaires pour cinq ou quatre piliers.

Les changements les plus dramatiques se produisent lorsque l'on se retrouve avec seulement deux piliers (fig.25, 26, 27, 28).

La distribution de contraintes dans les chapes est illustrée dans les figures et là encore, le nombre de piliers a un effet prononcé sur cette distribution des contraintes.

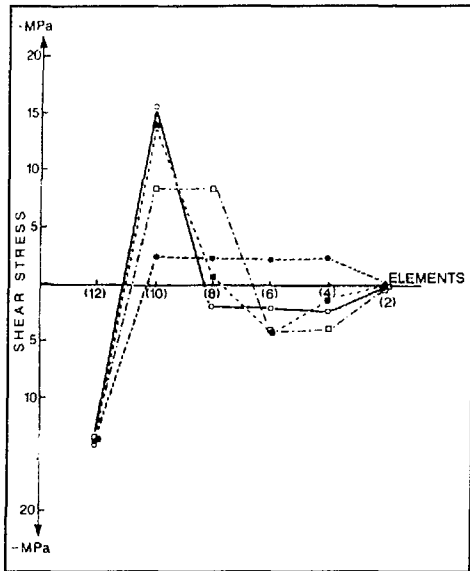


Fig.25 : Distribution prévue des contraintes par cisaillement, dans une direction verticale, à l'intérieur de l'infrastructure du bridge.

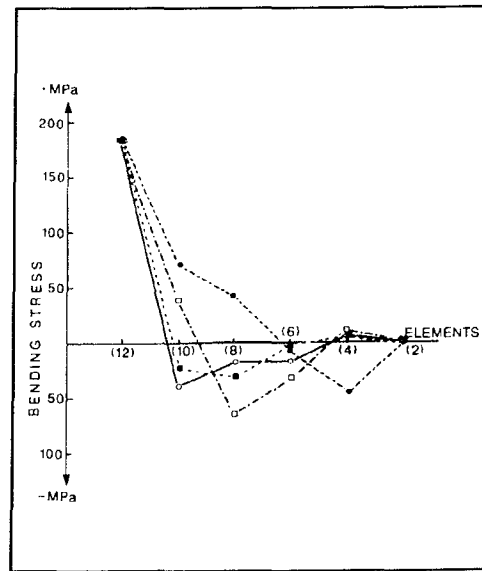


Fig.26 : Distribution prévue des contraintes de torsion, dans une direction latérale, à l'intérieur de l'infrastructure.

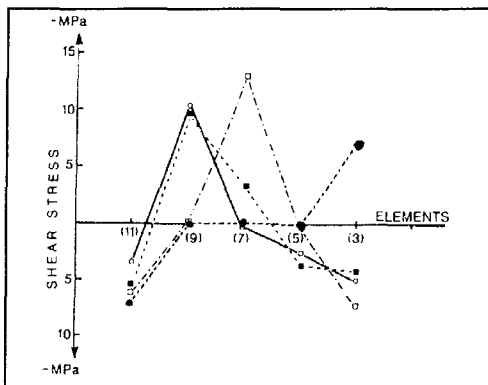


Fig.27: Distribution prévue des contraintes par cisaillement, dans une direction verticale, dans les chapes vissées.

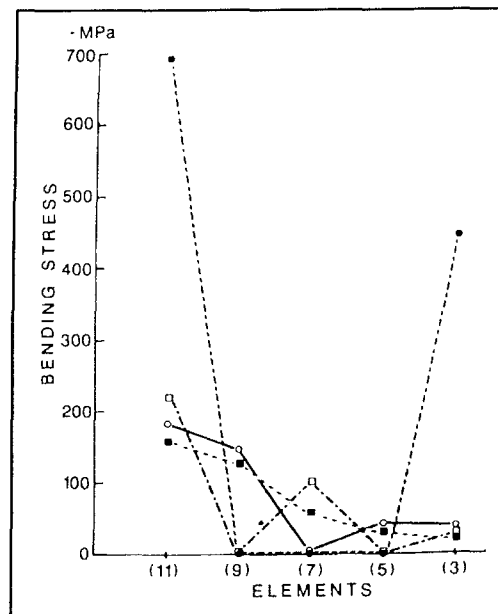


Fig.28 : Distribution prévue des contraintes de torsion, dans une direction verticale, Dans les chapes vissées.

- Mesures par jauges de contraintes (fig.29) : les meilleures droites de diagramme sont obtenues pour des charges comprises entre 5 et 20 kg.

Plus le nombre de piliers en fonction est petit, plus la partie en extension fléchit et plus le temps nécessaire pour que la déformation atteigne des valeurs similaires, est long.

On n'obtient aucune valeur de déformation au-dessous de 15 kg pour deux piliers car la partie en extension a alors fléchit au point de toucher la base du maître die.

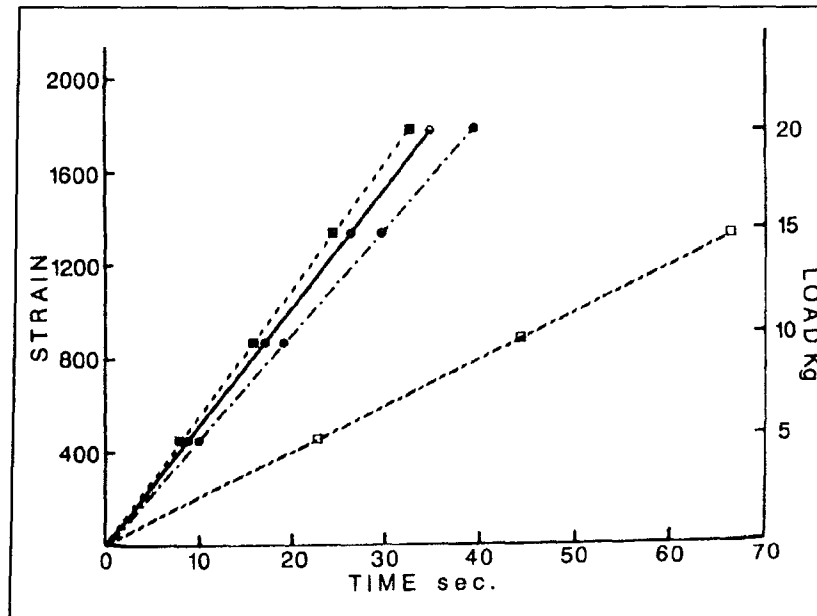


Fig.29 : Relation entre la déformation, la charge et le temps en fonction du nombre de chapes vissées sollicitées.

Conclusion :

Cette modélisation montre l'importance du nombre d'implants supportant l'infrastructure. Les niveaux de contraintes au niveau de l'infrastructure ou dans les chapes vissées sont liés au nombre de piliers. Que l'on parle de déflexion ou de contraintes les résultats les plus dramatiques se produisent lorsque l'on passe d'une situation de trois implants en fonction vers une situation à deux implants.

Plus récemment Palacci P.(2001)[73] rappelle que la surcharge d'un système implanto-porté est provoqué le plus souvent par des flexions excessives. Il indique un taux d'échec significativement plus bas pour les prothèses portées par trois implants que pour celles portées par deux implants. Il conclut qu'un nombre suffisant d'implants est essentiel pour réduire les risques de complications car le rapport flexion – charges axiales sur les implants est d'autant moins important qu'ils sont nombreux.

4.3.4. Morphologie des prothèses conjointes supra-implantaire

Les exigences occlusales d'une prothèse sur implant(s), (la grande rigidité des implants dans l'os) conduisent à opérer une adaptation des faces triturantes.

Elle a été clairement établie par Toubol(1985) [99] :

- Orientation des faces occlusales en intercuspidie maximale selon le grand axe du moignon implantaire afin de privilégier les forces axiales.
- Réduction des tables occlusales dans le sens vestibulo-buccal afin de réduire les forces masticatoires.
- Elimination de toutes forces à composante horizontale afin de diminuer les contraintes osseuses.

4.3.4.1. Réduction et orientation de la table occlusale

Les contacts occlusaux, permettant de faire travailler l'implant selon son grand axe, doivent être nécessairement **tripodiques** : la résultante de tels contacts donne une force s'appliquant selon l'axe du support (Fig.30)

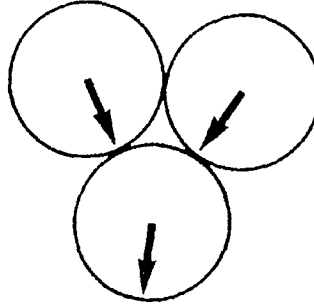


Fig.30 : Le tripodisme selon Bert [12]

Bert (1984) [12] préconise, lui aussi, une réduction non homothétique des surfaces occlusales en gardant à l'esprit que :

- Les cuspides d'appui (vestibulaires mandibulaires et palatines maxillaires) maintiennent la dimension verticale d'occlusion lors de l'intercuspédie maximale et jouent un rôle dans l'écrasement des aliments (Fig. 31 et 32). Elles sont en rapport avec les fosses centrales et les crêtes marginales des dents antagonistes.
- Les fosses centrales doivent se situer dans l'axe de l'implant pour stabiliser la prothèse et l'implant dans les rapports statiques. Lors d'un contact tripodique, elles transmettent à l'élément sous-jacent la composante axiale ; les versants cuspidiens intéressés sont les versants externe et interne de la cuspide d'appui, et le versant interne de la cuspide guide.
- Les cuspides guides (linguales mandibulaires et vestibulaires maxillaires) jouent un rôle dans la section des aliments et leur déflexion vis-à-vis des tissus mous. Elles sont en rapport avec les embrasures intercuspidiennes et interdentaires des dents antagonistes.

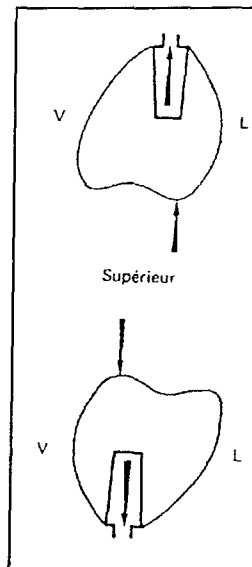


Fig.31: Axe des faces occlusales selon Bert (1984) [12]

Ainsi la table occlusale peut se réduire de (Fig. 32) :

- La moitié du versant externe de la cuspide d'appui.
- La moitié du versant interne de la cuspide guide,
- Tout le versant externe de la cuspide guide.

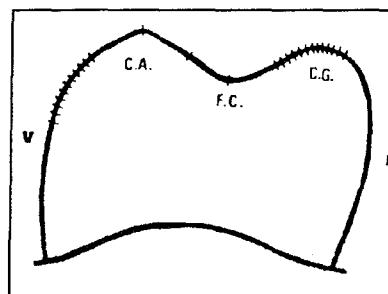


Fig.32: Modification occlusale selon Bert (1984) [12]
(les zones hachurées sont supprimées)

Il en résulte une morphologie réduite non-homothétiquement, mais toujours adaptée à la fonction. (Fig. 33)

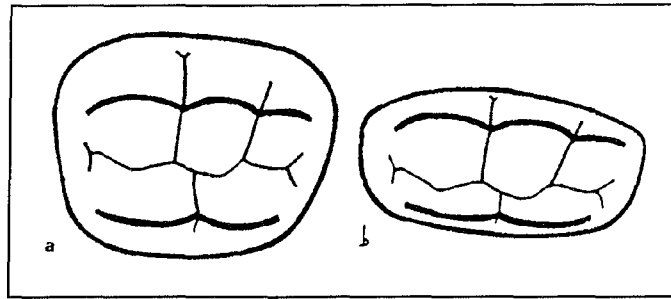


Fig.33 : Anatomie normale et modifiée d'une molaire inférieure selon Bert (1984) [12]

Si les surfaces occlusales postérieures sont systématiquement diminuées en largeur et le relief cuspidien minoré, voire supprimé, les forces transversales seront moins importantes. Cependant :

- L'efficacité masticatoire diminuera de façon notable
- Il y aura tentative d'adaptation avec évasement du cycle et contraction musculaire plus importante dans une recherche d'efficacité.
- L'évasement excessif du cycle pourra se traduire par des contacts sur les dents normalement cuspidées côté opposé et interdire pratiquement la mastication du côté implanté.
- Les forces axiales sont plus importantes pour obtenir la même efficacité.

Ce sont les conditions réunies à l'installation de désordres temporo-mandibulaire.

4.3.4.2. Elimination des forces à composante horizontale

Toubol (1985) [99] propose de créer une pente de désengrènement à partir du fond de la fosse, d'une longueur de 1,5 mm pour tenir compte du mouvement latéral immédiat (immediate side shift).

Cette surface permet dans les mouvements parafonctionnels (sans interposition du bol alimentaire) de ne pas créer de forces horizontales pures.

De même, il crée une pente initiale de désengrènement au niveau de la face palatine de la canine maxillaire d'une longueur de 1,5 mm, dans la partie la plus déclive du cingulum.

Si les forces horizontales sont à éviter, il faudra également veiller à ne pas créer de forces verticales décentrées qui causent les mêmes effets qu'une force horizontale directe.

Il ne faut pas oublier également de modifier l'arcade antagoniste pour recréer une courbe de SPEE, et éliminer une interférence par coronoplastie ou par onlays.

4.3.4.3. Morphologie selon l'arcade antagoniste

Pour assurer un calage précis en intercuspidie maximale et une distribution égale des forces sur tous les éléments, la morphologie prothétique devra assurer des contacts simultanés et bilatéraux. (Chapman 1989 [25]).

Cependant, celle ci devra tenir compte de la nature antagoniste :

- Si l'antagoniste n'est pas de nature implanto-portée, la morphologie des éléments supra-implantaires présente une réduction du versant externe de la cuspide d'appui et des versants interne et externe de la cuspide guide [12].

Les faces occlusales des couronnes sont donc réduites et les surplombs vestibulaires et linguaux augmentés [68].

Le point de contact intermaxillaire se fait uniquement entre la fosse centrale de la reconstitution supra-implantaire (ce qui est à l'aplomb du grand axe de l'implant), et la cuspide d'appui, de la dent naturelle antagoniste.

Il y a donc application des contraintes suivant le grand axe de l'implant .

Selon Romerowski et Bresson (1988) [87], cette situation correspond, en denture naturelle, à un équilibre relatif, lié à l'existence de deux points de contact A et B ou B et C, entre la cuspide d'appui et la fosse central antagoniste. (fig. 34)

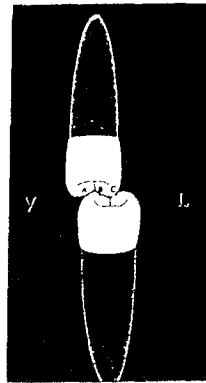


Fig.34 : Rapport conventionnel entre deux dents selon Moulin (1997)[71]

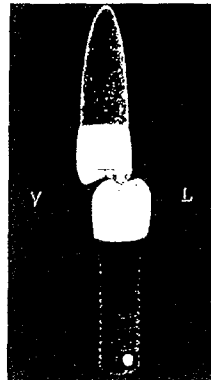


Fig.35 : Rapport antagoniste entre une dent et une prothèse sur implant selon Moulin (1997)[71]

- Si l'antagoniste comporte des prothèses implanto-portées, chacun des grands axes d'implant doit être placé sous la fosse centrale de sa prothèse sus-jacente.
Or, il ne peut y avoir, pour chacun des implants, à la fois une application des contraintes suivant leur grand axe et un contact occlusal en relation cuspide/fosse.
C'est pourquoi Misch (1993) [67] propose un contact intermaxillaire sur les versants internes des cuspidés d'appui.

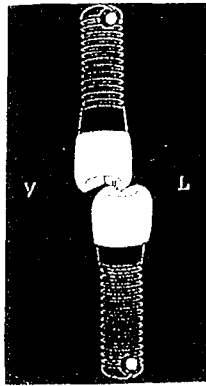


Fig.36 : Rapport antagoniste entre deux prothèses sur implant selon Moulin (1997) [71]

4.3.5. Mode de fixation de la prothèse : vissée et scellée [30]

- La prothèse vissée sur implants est définie comme une restauration vissée sur des éléments intermédiaires (piliers) eux-mêmes transvissés sur les implants.
- La prothèse scellée sur implants est définie comme une restauration scellée sur des éléments intermédiaires (faux-moignons) transvissés sur les implants.
- Eléments intermédiaires en prothèse implanto-portée :

- **Pilier :**

C'est un élément intermédiaire toujours usiné en titane. Il ne doit pas être modifié. Il permet le vissage de la prothèse implanto-portée. En règle générale chaque pilier a un analogue de laboratoire.

Une reconstruction selon Bränemark comporte trois étages : l'implant, le pilier et la restauration, le pilier se situant entre l'implant et la restauration.

Le système de fixation utilise alors deux vis de diamètres différents, assurant ainsi une double fiabilité de l'ensemble. Les procédés de ce type avec pilier intermédiaire sont appelés segmentés.

De plus il existe également un procédé non segmenté dans lequel la restauration est directement fixée sur l'implant, sans qu'un pilier ne soit interposé (type UCLA).

Etant donné que la fixation de la restauration ne se fait qu'à l'aide d'une seule vis il faut noter qu'en cas de fracture de la vis, la protection de l'ostéointégration est moindre.

Remarque : le pilier peut être posé soit par le chirurgien au stade 2 chirurgical, soit par le praticien prothésiste après cicatrisation gingivale.

▪ **Faux moignon (inlay-core) :**

C'est un élément intermédiaire dont la base est usinée en titane, en non précieux, en alliage précieux ou en céramique.

Il peut être modifié soit en bouche, soit au laboratoire :

- Le faux- moignon en titane peut être préparé par fraisage .
- Le faux- moignon à base usiné (UCLA) d'alliage précieux doit être surcoulé dans un métal compatible .
- Le faux –moignon en céramique peut être préparé par fraisage.

4.3.5.1. Prothèse vissée

Selon Bränemark, la liaison entre l'implant, le pilier et la restauration se fait en principe par des vis verticales. En conséquence, la reconstitution doit prévoir une ouverture d'accès à la vis de fixation. Les systèmes de fixation de ce type seront appelés fixation standard par vis.

Dans l'intérêt d'une fonctionnalité optimale du système standard de vissage, le professeur Bränemark a décidé de n'utiliser que des composants usinés comme système d'élaboration supra-implantaire.

Ce type de suprastructure faite de pièces usinées se différencie totalement de la prothèse fixée traditionnelle au niveau du travail au laboratoire de prothèse.

A première vue, il semble qu'un système composé de pièces préfabriquées nous permette de surmonter les problèmes d'adaptation des limites prothétiques liées à la technique de coulée au laboratoire.

4.3.5.1.1. Avantages

- un démontage très aisé de la prothèse ;
- des connexions par l'intermédiaire de piliers usinés ;
- l'absence d'utilisation d'un ciment de scellement ;
- l'ajustage est excellent dans le cas d'implants unitaires, aussi longtemps que les composants eux-mêmes ne présentent pas de défaut.

4.3.5.1.2. Inconvénients

▪ Esthétique :

- anatomie occlusale altérée ;
- profil d'émergence anatomique parfois difficile à réaliser ;
- émergence des vis sur les surfaces occlusales.

▪ Fonction :

- morphologie occlusale altérée ;
- difficulté d'équilibration occlusale.

▪ **Biomécanique :**

- résistance au dévissage moindre;
- résistance moindre à la fracture des vis ;
- risque de fracture de la porcelaine en présence d'une couronne avec une table occlusale réduite (prémolaire) ou lorsque la vis se situe près du bord occlusal.
- la précision d'ajustage attendue pour une suprastructure est très difficile à obtenir. L'adaptation non passive de la charpente métallique sur les piliers ou les implants peut conduire à des bascules et à des torsions dont les conséquences seraient les suivantes :
 - l'ostéointégration peut être compromise si le vissage de la vis de fixation se fait en force.
 - les zones mal ajustées entre les composants favorisent le dépôt de plaque bactérienne, source de processus pathologiques péri-implantaires.
- A cela s'ajoutent d'autres facteurs aggravants:
 - On ne peut attendre d'un implant ostéointégré, dépourvu de parodonte, qu'il se déplace sous une force comme une dent naturelle pilier de bridge conventionnel.
 - Au niveau de toutes les zones de contact entre les différents composants, absolument aucune erreur d'ajustage ne peut être tolérée.

▪ **Technique :**

- contrôle de passivité difficile : lors de l'essayage de l'armature, le vissage peut provoquer une déformation et donner l'illusion d'un ajustage passif ;
- difficulté de réalisation en présence d'un espace prothétique limité ;
- lorsque l'on utilise cette méthode pour créer une reconstruction sur plusieurs implants, le degré de difficulté augmente et il devient presque impossible d'obtenir une bonne adaptation.
- élaboration rendue délicate par le nombre de vis et la précision du vissage. La passivité est possible grâce aux soudures secondaires ;
- prothèse provisoire difficile à réaliser ;
- temps de travail au fauteuil plus important.

4.3.5.1.3. Eléments intermédiaires

De nombreux types de piliers sont commercialisés. Les plus fréquemment utilisés sont :

- le pilier conique ;
- le pilier UCLA-or ;
- le pilier standard ;
- le pilier angulé à 25°.

Remarque: en présence d'une épaisseur importante des tissus mous, l'utilisation d'un élément intermédiaire déplace coronairement la surface de travail du praticien prothésiste. Le choix du pilier (élément intermédiaire) est effectué le plus souvent au stade 2 de la chirurgie implantaire. Pour une restauration prothétique plurale, les piliers peuvent être non antirotationnels. Pour une restauration unitaire, l'utilisation d'un pilier antirotationnel est indispensable.

4.3.5.1.3.1. *Pilier conique*

Pour des raisons esthétiques et fonctionnelles, les prothèses fixées transvissées sont aujourd'hui le plus souvent réalisées sur des piliers coniques. En effet, ces piliers permettent d'améliorer la stabilité et le profil d'émergence par rapport aux standards.

- Indications :
 - réhabilitations multiples
 - positionnement des implants légèrement convergent ou divergent ;
 - espace interarcade supérieur ou égal à 7 mm;
 - épaisseur des tissus mous supérieure ou égale à 2 mm.

Remarque : certains fabricants ne commercialisent pas de piliers coniques présentant une hauteur transgingivale importante. Le pilier standard est alors préférable en présence de tissus mous épais. En effet, l'utilisation d'un pilier conique trop court pour une hauteur gingivale importante impose un joint couronne/pilier très sous-gingival.

4.3.5.1.3.2. *Pilier UCLA-or*

Il est souvent utilisé comme un faux moignon pour une prothèse scellée. Il peut être toutefois utilisé pour la réalisation de prothèses transvissées.

- Indications :
 - Réhabilitations transvissées unitaires ou multiples ;
 - positionnement maximal de l'axe implantaire de 30° ;
 - espace interarcades supérieur ou égal à 4.5 mm ;
 - réhabilitation des secteurs esthétiques avec une muqueuse fine.

4.3.5.1.3.3. *Pilier standard*

Ces piliers sont indiqués pour la réalisation de bridges sur « pilotis ».

4.3.5.1.3.4. *Pilier angulé à 25°*

Permet de corriger les problèmes d'angulation :

- Voie d'accès de vis au niveau des faces occlusales ;
- hygiène facilitée
- amélioration esthétique.

- Indications :
 - réhabilitations multiples ;
 - correction d'axe implantaire ;
 - espace interarcades supérieur ou égal à 9,5 mm ;
 - épaisseur des tissus mous supérieure ou égale à 3 mm.

Attention : les piliers angulés sont déconseillés pour les restaurations unitaires. La rétention de la prothèse est souvent insuffisante.

Important: ce pilier permet aussi la réalisation de prothèses scellées.

4.3.5.2. Prothèse scellée

4.3.5.2.1. Avantages

- Esthétique :
 - respect de l'anatomie des surfaces occlusales prothétiques ;
 - profil d'émergence anatomique.
- Biomécanique et fonction:
 - le ciment de scellement **facilite une adaptation passive de l'armature** ;
 - résistance importante au dévissage (couple de serrage de 32 à 45 Ncm)
 - résistance à la fracture élevée des vis ;
 - équilibration occlusale facilitée.
- Technique
 - technique de laboratoire proche de la prothèse conventionnelle (faux- moignons parallèles sur lesquels on scelle une armature) ;
 - possibilité de contrôle visuel de l'ajustage en lingual ou palatin ;
 - possibilité d'utiliser un ciment provisoire (dépose aisée de la restauration en cas de problème);
 - prothèse provisoire simple à réaliser.

4.3.5.2.2. Inconvénients

- difficulté de démontage (ciment définitif) ;
- une épaisseur importante de ciment peut se former en cas de mauvaise adaptation du bridge ;
- il subsiste la possibilité que des excès de ciment ne soient pas retirés (risque de débordement du ciment de scellement en sous-gingival) ;
- un descellement de la restauration peut se produire.

4.3.5.2.3. Eléments intermédiaires

Différents éléments intermédiaires sont utilisés pour la réalisation de prothèses scellées

- le pilier UCLA-or ;
- le faux-moignon usiné en titane ;
- le pilier pour implant unitaire ;
- le pilier conique en or ;
- le pilier angulé ;
- le faux-moignon en céramique (accessoirement).

4.3.5.2.3.1. Pilier UCLA-or

C'est en réalité un faux-moignon.

Il offre tous les avantages esthétiques et fonctionnels lorsqu'il est utilisé comme faux-moignon transvissé en infrastructure d'une restauration scellée. Il comprend une base en or, surmontée d'un tube en plastique calcinable. Ce dernier est modifié par addition de cire, puis par une surcoulée dans un métal précieux compatible avec la base.

▪ Indications

- réhabilitations scellées unitaires ou multiples ;
- positionnement maximal de l'axe implantaire de 30° ;
- espace interarcades supérieur ou égal à 7 mm ;
- réhabilitation des secteurs esthétiques avec une muqueuse fine.

Important: les différentes étapes de réalisation au laboratoire ne doivent pas altérer la base en or qui assure la précision de l'adaptation.

Le pilier UCLA avec une base en or permet un ajustement parfait sur l'implant.

4.3.5.2.3.2.

Faux moignon usiné en titane

Le faux-moignon usiné en titane est modifié par meulage afin de paralléliser les axes implantaires

Ce type de pilier est transvissé dans l'implant. Les limites de ce système résident dans la quantité de titane à soustraire pour rattraper les axes des différents implants sans entraîner un risque de fracture ou une perte importante de rétention. Ce pilier est stabilisé par une vis en or serrée à 32 Ncm.

▪ Indications :

- réhabilitations scellées unitaires ou multiples ;
- positionnement maximal de l'axe implantaire de 10° ;
- espace interarcades supérieur ou égal à 7 mm ;
- contour muqueux irrégulier (pilier retouchable).

4.3.5.2.3.3.

Pilier pour implant unitaire (STA)

Les piliers pour implants unitaires ne sont pas modifiables.

L'implant doit être placé idéalement. Le pilier peut être placé par le chirurgien au deuxième temps chirurgical. La vis du pilier doit être serrée à l'aide d'une clé dynamométrique à 32 Ncm.

▪ Indications :

- réhabilitations scellées unitaires ;
- positionnement maximal de l'axe implantaire de 10° ;
- espace interarcade supérieur ou égal à 7 mm ;
- épaisseur des tissus mous supérieure ou égale à 2mm avec un contour régulier ;

Remarque : le but du faux moignon usiné en titane et du pilier pour implant unitaire est de simplifier le travail au laboratoire. Ces deux pilier ne nécessitent pas une technique de surcoulée. L'emploi du faux-moignon usiné en titane laisse au praticien le libre choix du métal utilisé pour l'armature.

4.3.5.2.3.4. *Pilier conique en or (Gold Post)*

Le pilier conique en or est constitué de deux pièces :

- le faux moignon en or proprement dit ;
- une bague transgingivale en titane.

Les deux pièces sont usinées. Ce pilier présente une conicité de 6° avec une surface rugueuse. Il impose un positionnement optimal de l'implant (l'angulation maximale accepté est de 10°).

- Indications :
 - réhabilitations scellées multiples ;
 - positionnement maximal de l'axe implantaire de 10°
 - espace interarcades supérieur ou égal à 8.5 mm ;
 - épaisseur des tissus mous supérieure ou égale à 2 mm avec un contour linéaire.

4.3.5.2.3.5. *Pilier angulé à 15°*

Ce pilier permet de corriger l'axe des implants.

- Indications :
 - réhabilitations prothétiques multiples ;
 - espace interarcades supérieur ou égal à 7.4 mm ;
 - épaisseur des tissus mous supérieure ou égale à 3 mm.

4.3.5.3. *Le système Procera (nobel biocare)[60]*

Le système Procera qui permet la fabrication de couronnes en céramique sans armature métallique à partir d'une chape en alumine frittée de haute densité, sert également à la **conception et à l'usinage de piliers implantaires personnalisés d'une grande précision, assurant un profil d'émergence optimisé.**

Le modèle de travail obtenu à partir d'une empreinte classique est traité par un scanner, en général situé au laboratoire de prothèse, qui va lire et enregistrer la forme tridimensionnelle du moignon préparé.

Ce système est une amélioration importante du système prothétique de Bränemark qui ne remet pas en cause la technique vissée sur pilier préfabriqué. Il permet d'utiliser très facilement des piliers implantaires personnalisés, anatomiques, s'adaptant avec une grande précision sur les hexagones externes des implants. Le piler Procera est donc assimilable à un inlay-core vissé sur l'implant, le profil d'émergence étant optimisé pour faciliter l'intégration esthétique et tissulaire de la future prothèse.

Ces piliers peuvent supporter des chapes en alumine frittée, élaborées selon le même concept et dont la solidité et la fiabilité permettent leur utilisation dans tous les cas de restaurations unitaires.

4.4. Biomécanique de l'implant

De toutes façon, tous les implants dentaires doivent répondre à un devoir biomécanique commun : la restauration de la fonction masticatoire.

D'après Brunski [20], les ingénieurs doivent faire face à trois problèmes qui sont les suivants :

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

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

4.4.1. Modèles de prédiction des charges sur les implants

4.4.1.1. Analogie de RANGERT et coll. (1989) [78]

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

Dans cette optique, Rangert et coll. ont développé l'analogie de la "balançoire" ou bras de levier de classe 1 : leur approche isole une paire d'implants Branemark dans un bridge, faisant volontairement abstraction de la contribution des autres implants :

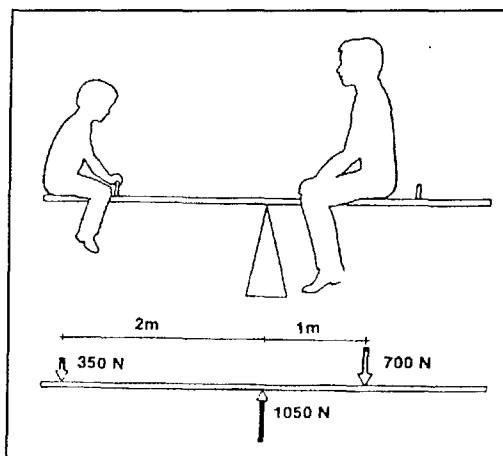


Fig.37 : modèles de Rangert et coll. (1989)[78] : analogie entre une balançoire d'enfants et les charges sur les implants supportants un bridge.

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

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

Dans leur étude théorique, Rangert et coll. considèrent un bridge complet mandibulaire en forme de U supporté par 4 fixtures, placées dans la région antérieure et comportant des extensions postérieures.

Ce bridge est divisé en deux portions, chacune étant supportée par une paire de fixture et assimilée à une "balançoire" (fig.38).

Il y a donc deux paires de fixtures, adjacentes à chaque extension postérieure, chacune absorbant «essentiellement» les forces venant du cantilever voisin.

Sur ces bases, il est possible d'estimer la charge exercée sur une fixture donnée, quand l'extrémité de l'extension est chargée : la fixture postérieure correspond dans cette situation au point d'appui du balancier.

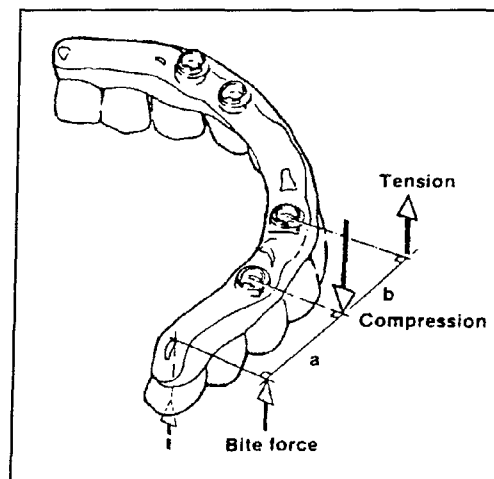


Fig.38 : analogie de la balançoire appliquée à une prothèse complète avec deux fixtures entièrement incluses (la partie de la prothèse située entre les deux groupes de cylindre en or est considérée comme relativement flexible). Rangert et col. (1989)[78]

Ce modèle illustre la façon dont l'espacement des implants peut affecter les charges supportées par ces derniers : ainsi, pour une force verticale F , appliquée sur l'extrémité distale du bridge, avec une extension postérieure de longueur a et une distance inter-implants b , la force sur l'implant le plus distal serait compressive et de valeur égale à : $F \times (1-a/b)$

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

Par conséquent, ce modèle annonce que, pour une longueur de cantilever constante a , les charges sur les piliers vont augmenter quand la distance inter-implants b va décroître :

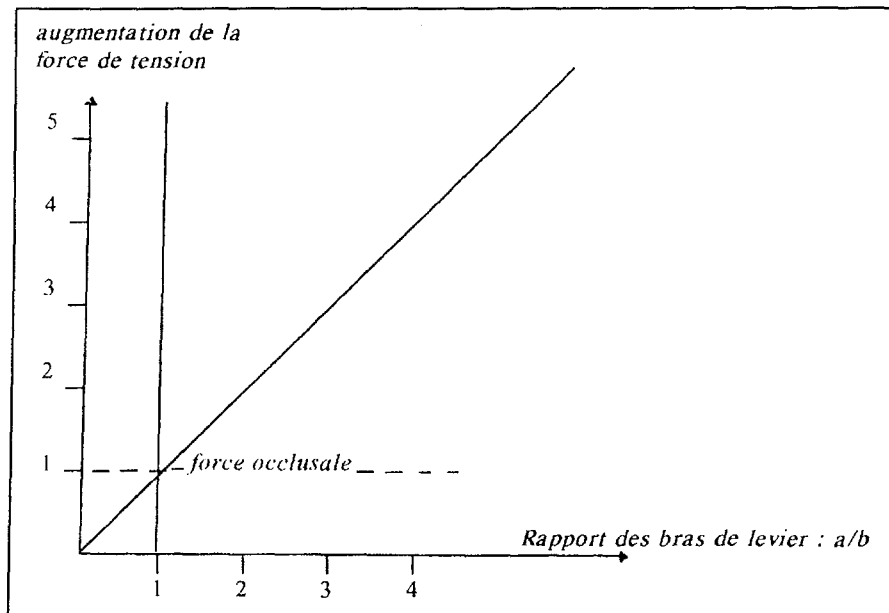


Diagramme 1 : augmentation de la force de tension en fonction du rapport des bras de levier. Rangert et coll. (1989)[78]

Ce modèle a été utilisé pour fournir aux cliniciens une appréciation intuitive uniquement de la charge implantaire, ainsi que des facteurs qui l'influencent.

4.4.1.2. Distribution de la charge sur plusieurs implants : le modèle théorique de SKALAK [95]

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

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

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

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

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

P : intensité de la charge horizontale

Le vecteur unité n_p est dans la direction de la charge appliquée P.

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

0 : origine des axes x et y.

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

Le résultat de l'équation 1 est fonction du nombre de vis N.

n_i est perpendiculaire à chaque rayon R_i pour chaque i.

Le premier membre de l'équation 1 correspond à la distribution égale de la charge P.

Le deuxième membre de l'équation correspond à l'effet de l'excentricité de la charge, à l'origine du couple de torsion autour du point 0.

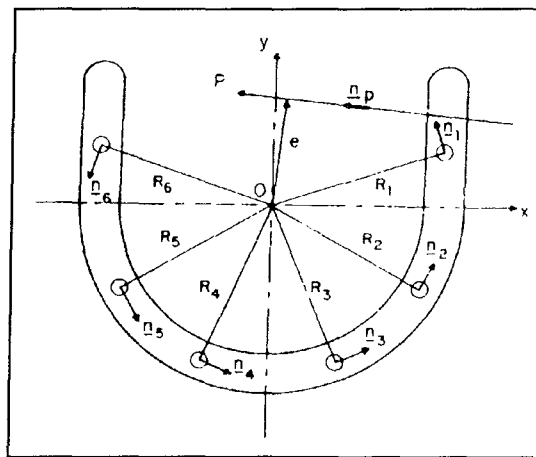


Fig.39 : schéma d'une prothèse fixée recevant une charge horizontale P dans le plan prothétique. La charge P est excentrée par rapport au centre O des six implants. Skalak (1985)[95]

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

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

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

Pour une charge verticale P, (fig. 50), la force F_i au niveau de chaque vis peut être calculée en supposant que le bridge soit rigide, que la flexion des vis soit élastique, en appliquant l'équation suivante : équation (2) :

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

N : nombre de vis.

x_i et y_i : coordonnées de l'ième vis.

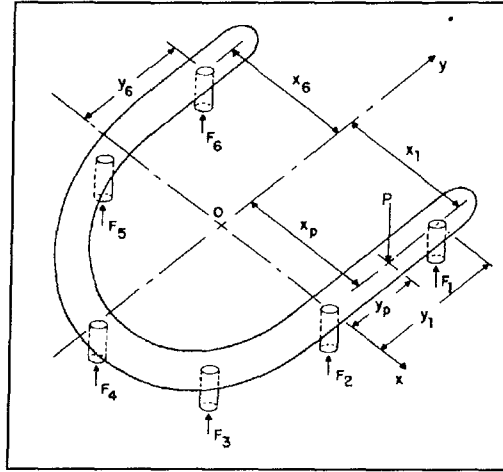


Fig.40 : schéma d'une prothèse fixe recevant une charge P verticale. Le centre de gravité de six implants est O. L'excentricité de la charge P est représentée par x_p sur l'axe des y, et par y_p sur l'axe des x. Skalak (1985)[95]

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

Y_p .

A et B sont calculées de la manière suivante :

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

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

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

$$I_{xy} = \sum x_i y_i \quad (6)$$

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

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

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

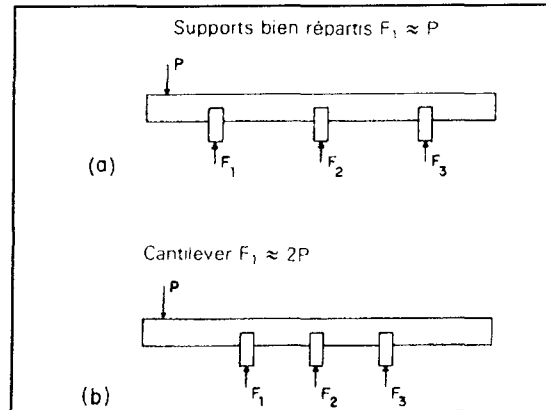


Fig. 41: **a** : schéma de la distribution des charges lorsque les supports sont bien répartis (implants) et avec une petite extension.

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

Skalak (1985)[95]

Si l'extension est plus importante (fig.41), la charge maximale sur chaque vis pourrait atteindre une fois et demi la charge maximale P.

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

L'expérience actuelle, qui regroupe plusieurs cas de cantilever, indique qu'une certaine extension est cliniquement acceptable, mais comme le montrent les équations (1) et (2), il est recommandé de placer un certain nombre de vis N (si possible) car cela diminue généralement la charge maximale sur chacune des vis pour une charge donnée P.

Conclusion :

Rangert et coll. ont donc publié un modèle plus simple que celui de Skalak ; ce modèle n'est pas applicable de façon aussi générale que celui de Skalak, mais il fait apparaître les mêmes tendances.

4.4.2. Le transfert des contraintes vers l'interface

4.4.2.1. Définition de l'interface

On considère l'interface comme une région ou une zone d'interaction incluant la surface d'oxyde de l'implant (en supposant qu'il soit en métal) ainsi que le "tissu environnant affecté par la présence de l'implant".

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

Bien qu'imprécise cette définition reconnaît que la région d'interaction peut englober un volume substantiel de tissu allant de quelques nanomètres à quelques mm d'épaisseur.

4.4.2.2. Etude de SKALAK [95]

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

D'après Skalak l'implant ostéointégré en forme de vis peut transmettre les charges axiales à l'os environnant par compression, à cause des surfaces inclinées du pas de la vis.

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

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

Pour l'implant en forme de vis, cette liaison n'est nécessaire que pour résister au couple de tension qui aurait tendance à désunir l'implant.

Heureusement ce type de forces ne se rencontre pas dans les charges habituelles exercées sur les implants dentaires et même dans ce cas, la surface rugueuse d'un implant ostéointégré peut créer une imbrication bénéfique semblable au pas de vis à l'échelle macroscopique.

L'interrelation étroite qui existe entre l'os et une rugosité de surface de titane peut transmettre des forces de cisaillement comparables à celle d'un pas de vis.

Les effets favorables liés aux rugosités de surface imposent que l'os soit intimement intégré aux aspérités de la surface de l'implant.

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

4.4.2.3. Etude de FRENCH et coll. [37]

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

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

Ainsi ils ont comparé, à l'aide de la technique de la photoélasticimétrie, 4 types d'implant de configurations différentes :

- L'implant *Core-Vent*: cylindre creux à vis de 10.5 mm de long pour 4.3 mm de diamètre.
- L'implant *Screw-Vent*: implant vis de 10 mm de longueur pour 3.75 mm de diamètre.

- L'implant *Intégral*: cylindre de titane enrobé d'hydroxyapatite de 10 mm de long pour 4 mm de diamètre.
- L'implant IMZ: cylindre en titane enveloppé d'un plasma de titane de 11 mm de long pour 4 mm de diamètre ; présence d'un élément intramobile ou amortisseur de choc à l'intérieur.

La force d'application est de 20 kg.

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

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

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

- Analogie de distribution des contraintes au niveau des implants *Screw-Vent* et *Core-Vent*.
Les principales augmentent de façon progressive des filets latéraux de la vis vers le tiers apical, avec une concentration plus importante à l'apex pour le premier.
- L'IMZ et l'*Intégral* vont au contraire présenter une densité supérieure au tiers coronaire, et plus faible à l'apex ; aucune perturbation latérale n'apparaîtra cependant.
- La distribution globale des contraintes pour ces 4 types d'implants semble, cependant, similaire et leur concentration apicale apparaît constante chez tous.

Alors que pour les forces latérales :

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

Il est signalé que lors de l'application de ces forces basculantes sur l'implant IMZ, une fracture de l'élément intramobile est survenue à plusieurs reprises ce qui a amené French et ses collaborateurs à écarter cet implant pour cette deuxième partie de l'expérimentation.

On peut retenir dans la limite des conditions de celle de l'expérimentation que ces 4 implants assurent une distribution globale équivalente des contraintes.

Ce qui amène les auteurs à conclure qu'aucune configuration n'est supérieure aux autres.

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

De plus les forces basculantes, comparées aux axiales, exerceraient une plus grande tension dans la zone cervicale.

Il serait donc judicieux de les éviter pour favoriser les forces orientées suivant le grand axe de l'implant, surtout en ce qui concerne l'IMZ.

Ce type de force basculante est retrouvé au niveau des prothèses rigides reliant un implant à une dent naturelle.

On a observé dans ce cas un effet cantilever au niveau de l'implant.

Conclusion :

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

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

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

On regrettera pourtant que cette analyse ne puisse être confrontée aux taux de contraintes supportées par le tissu osseux de soutien.

De ce fait, il nous est impossible de présager de la réponse tissulaire.

4.4.2.4. Etude par F.E.M de 6 implants endo-osseux par RIEGERT et coll.[84]

Dans un autre type de recherche, faisant appel à la modélisation par éléments finis sur logiciel, Riegert et coll. ont comparé 6 implants dans la distribution de leurs contraintes à l'os cortical environnant.

L'étude porte donc sur les implants Bränemark, Core-Vent, Denar, Miter, Driskell, ainsi que sur un modèle expérimental soumis à des forces axiales d'environ 12 kg.

Elle permet d'apprécier la distribution des contraintes pour chacun de ces implants.

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

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

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

Leurs résultats sont semblables aux deux premières études dans leur ensemble.

Nous retiendrons surtout que :

- La répartition des contraintes semble meilleure pour les implants vissés en général.
- Un risque de résorption pathologique de l'os crestal a été indiqué au niveau des implants Denar, Miter et Driskell.
Or, la perte d'os dans cette région est critique pour un succès implantaire à long terme.
En effet, on aura toutes les chances d'assister alors à une augmentation du rapport couronne-racine pouvant engendrer une instabilité implantaire et permettre l'entrée en jeu de micro-organismes.

4.4.3. Signification biologique du transfert des contraintes à l'interface

4.4.3.1. Réparation osseuse et développement de l'interface

La mise en place d'un implant dentaire crée un trauma qui sera suivi d'une phase de cicatrisation osseuse.

Les premières étapes de ce processus de guérison débouchent éventuellement sur une étape subséquente de remodelage osseux devant évoluer vers une situation stable.

Les bases biologiques et les détails du processus de guérison et de remodelage osseux apparaissent dans un certain nombre de références comme celle de Roberts et coll.(1987) [86]

Un point clef est que l'installation et la présence de l'implant peuvent causer des perturbations par rapport à la cicatrisation normale de l'os, par le biais de facteurs chirurgicaux, biomécaniques et de biomatériaux.

Nous nous focaliserons ici sur les seuls facteurs biomécaniques et en particulier sur les effets du transfert des contraintes sur l'interface.

4.4.3.1.1. Effets du « mouvement relatif »

Un des facteurs biomécaniques les plus importants à considérer, en relation avec la période précoce de cicatrisation est le " mouvement relatif" ou " micromouvement" pouvant survenir au niveau de l'interface.

On le définit comme tout déplacement relatif - glissement entre l'implant et l'os adjacent.

Ce micromouvement est biologiquement important car il semble être un facteur déterminant dans la nature de l'interface développée, en particulier s'il débute peu de temps après la mise en place.

Uhthoff (1973)[102] et Cameron et coll. (1973)[21] ont été les premiers à rapporter que des vis mobiles dans l'os se retrouvaient de façon caractéristique entourées d'un tissu fibreux, provoquant une perte de pouvoir de rétention.

Uhthoff fit valoir le fait que l'absence de micromouvement, ou du moins sa minimisation, permettait une "solide incorporation de la vis par l'os".

Les travaux de nombreux chercheurs ont finalement imposé l'opinion selon laquelle la stabilité d'un implant dans l'os pendant la cicatrisation, c'est à dire l'absence de micromouvement, est une condition préalable indispensable à la croissance osseuse.

Cependant, les mécanismes exacts de l'inhibition de la croissance osseuse par les micromouvements restent sombres.

Des analyses histologiques (Brunski et coll.(1979) [19]) à 2, 4, 6 et 12 mois après implantation ont révélé des quantités importantes, jusqu'à 0,5 mm d'épaisseur, de tissu conjonctif fibreux vascularisé riche en collagène uniquement à l'interface des implants

fonctionnellement chargés, tandis qu'une apposition directe d'os , ou très près de l'implant en titane, se produisait au niveau des interfaces des implants protégés des charges.

4.4.3.1.2. La réparation osseuse

Lors de la mise en place chirurgicale d'un implant, aussi minutieuse puisse t'elle être, il se produit une zone de nécrose périphérique autour du déficit osseux créé. L'étendue de cette zone de nécrose est en rapport avec un certain nombre de facteurs tels que :

- la chaleur dégagée par la friction survenant pendant l'acte chirurgical.
- le degré de vascularisation...

Les réponses de l'os à cette nécrose peuvent être de trois types :

- Formation d'un tissu fibreux.
- Aucun phénomène de réparation et donc formation d'un séquestre osseux.
- Formation d'un nouvel os, après cicatrisation (Albrektsson (1985)[2]).

Conditions pour une réparation osseuse dans le site implantaire :

La réparation de l'os au niveau de la zone nécrotique périphérique dépend de :

- la présence de cellules appropriées : qui sont les cellules différenciées de l'os qui interviennent dans des phénomènes de résorption et de formation osseuse simultanées :
 - ostéoblastes et ostéoclastes essentiellement
 - ostéocytes
 - cellules indifférenciées : cellules primitives mésenchymateuses qui, une fois stimulées, peuvent se transformer en préostéoblastes puis en ostéoblastes sont responsables en grande partie de la réparation osseuse.
- La nutrition appropriée de ces cellules en effet, la réparation osseuse ne peut débuter qu'avec le rétablissement d'une circulation sanguine locale, c'est à dire, pas avant le 10^{ème} jour après la mise en place de l'implant. Plusieurs mois sont nécessaires avant que la plus grande partie de l'os nécrosé ne soit remplacée par un tissu dur néoformé.
- Les stimuli appropriés pour la réparation osseuse : ceux-ci dépendent :
 - soit d'un phénomène électrique.
 - soit de l'action inductrice de la substance fondamentale.
 - soit d'un mécanisme de cellule à cellule.

4.4.3.2. Théorie du remodelage osseux

Une fois l'ostéointégration achevée, après une période de cicatrisation exempte de charges, la question de la réponse de l'os interfacial à la mise en charge fonctionnelle de l'implant se pose.

Nous avons mis en évidence au cours du chapitre comment tenter d'évaluer les limites de charges supportables par l'interface.

Il semble par ailleurs (Brånemark, 1983) que la partie la plus faible, en cas de surcharge de l'interface, se situe au niveau de l'os lui-même.

Quand cet os interfacial est soumis à un changement de régime de forces, de quelle manière est-il stimulé vers un modelage ou un remodelage ?

Il est reconnu de manière générale, (Albrektsson (1985)[2], Roberts et coll.(1987)[86]) qu'il existe au niveau de l'os, comme pour tout autre organe du corps humain, un système de contrôle biologique.

En effet le tissu osseux constitue un réservoir de calcium et de phosphore, qui lui donne un rôle métabolique de base, couplé à son rôle physiologique de support du corps humain (squelette).

L'équilibre osseux est donc la résultante de facteurs chimiques et mécaniques.

Des changements survenant au niveau des contraintes engendrées seront donc détectés par ce système de contrôle qui tentera de ramener la situation vers un nouvel état d'équilibre.

Il existe actuellement un certain nombre de théories à propos des réponses probables des différents types d'os rencontrés : immature, lamellaire, cortical, spongieux, périoste... sous la forme de modelage et de remodelage.

On peut citer à titre d'exemple, les résultats d'une expérimentation réalisée par Hoshaw et coll. (1992)[45] au sujet de ces théories de modelage et remodelage de l'os appliquées aux implants dentaires :

Ces auteurs ont utilisé des implants Brånemark insérés dans des tibias de chien, soumis à des charges contrôlées et observés ensuite au microscope électronique à balayage et au microscope en lumière fluorescente.

Les animaux avaient reçu des marqueurs osseux fluorescents avant et après la mise en charge et ont été sacrifiés 6 à 12 semaines plus tard.

Les résultats obtenus ont mis en évidence le fait que la période de charge entraîne une vague de remodelage dans l'os cortical, et de modelage au niveau du périoste, conformément aux théories prévoyant, en cas de contraintes élevées, une augmentation du modelage au niveau des surfaces osseuses et un remodelage intracortical augmenté ou diminué selon l'amplitude des contraintes.

L'état actuel des connaissances dans ce domaine ne permet pas de fournir des réponses simples et définitives au problème de remodelage osseux autour des implants soumis à des charges.

Les recherches dans cette direction sont nombreuses et apportent chaque jour de nouvelles informations.

CHAPITRE 5 : CONSIDERATIONS PROTHETIQUES.

5. Considérations prothétiques

5.1. Examen prothétique pré-implantaire

5.1.1. Modèles d'étude, mise en articulateur et projet prothétique [14, 26, 69, 97]

L'analyse prothétique préimplantaire d'un cas fait partie intégrante de la réflexion initiale à la mise en place d'un implant dentaire.

L'implant n'est autre qu'un pilier de prothèse qui doit donc être situé en fonction de la future construction prothétique.

Cette analyse débute par la prise d'empreintes d'étude qu'il est nécessaire de monter sur un articulateur semi-adaptable.

Le montage des modèles d'étude, sur un articulateur semi-adaptable par l'intermédiaire de l'arc facial et d'une cire d'occlusion en position de relation centrée, permet l'étude :

- Des relations intra-arcades ;
- Des relations inter-arcades et ou inter-crêtes ;
- Du montage prévisionnel ;
- Du guide radiologique et chirurgical ;
- Du projet prothétique.

5.1.1.1. Etude des relations intra-arcades

Les anomalies de position des unités dentaires bordant l'édentement sont examinées avec soin. Selon leur importance, elles peuvent nuire à l'intégration des restaurations par une mauvaise situation de la zone proximale de contact, voire son absence, ou bien empêcher la mise en place de la prothèse d'usage. Elles peuvent conduire à la nécessité de traitements prothétiques annexes, ou à des traitements d'orthodontie mineure.

5.1.1.2. Etude des relations inter-arcades et inter crêtes

L'attention se porte tout d'abord sur les **éventuels contacts interférant à la trajectoire de fermeture en position de relation centrée**. Si l'examen clinique révèle qu'ils génèrent une pathologie, ils seront rectifiés.

Puis sont examinés **les rapports canins et molaires**, selon la classification d'Angle, ainsi que les éventuelles agressions des unités dentaires en regard des secteurs édentés.

Enfin, une étude cinématique des **mouvements de latéralité** et de protrusion permet d'apprécier l'efficacité du guide antérieur.

Concernant les relations inter-crêtes, l'examen s'effectue dans le sens frontal ou sagittal, suivant la localisation de l'édentement.

5.1.2. Examen occlusal pré-implantaire [14, 26, 101]

L'occlusion est un facteur prépondérant du bilan pré-implantaire, son analyse doit tenir une place de choix dans notre examen pré-opératoire.

L'équilibre d'une prothèse sur implant est fonction essentiellement du respect des principes occlusaux élémentaires.

Il faut donc éviter toute anomalie dans ce domaine et étudier éventuellement la réhabilitation occlusale projetée par la méthode de la cire ajoutée.

5.1.2.1. Du point de vue statique:

La position habituelle d'intercuspitation maximale correspond à une occlusion centrée ou encore à une occlusion de convenance équilibrée.

Dans cette position, l'occlusion du bloc antérieur présente:

- dans le plan sagittal, un débordement vestibulaire du bloc antérieur supérieur par rapport à l'inférieur d'environ 2,5 mm (over jet),
- dans le plan vertical, un recouvrement physiologique du bloc inférieur par le supérieur d'environ 1/3 de sa surface vestibulaire (over bite).

Ce type d'occlusion physiologique normale, présente chez la majorité des patients, permet d'envisager favorablement la mise en place d'un ou plusieurs implants. Une restauration prothétique est réalisée sans modification des rapports d'occlusion existants.

Par contre, l'examen occlusal peut mettre en évidence une occlusion de convenance déséquilibrée, pseudophysiologique, voire même franchement pathologique.

- dans le plan sagittal:
 - l'articulé en bout à bout qui est fréquent,
 - l'articulé inversé avec propulsion du bloc antérieur inférieur qui est pathologique mais n'offre pas d'obstacle majeur à l'implantation;
- dans le plan vertical:
 - L'infraclusion peut-être corrigée par addition, celle-ci est toutefois un obstacle à l'implantologie si elle est due à un déséquilibre neuro-musculaire,
 - la supraclusion lorsque le recouvrement est excessif, constitue un cas défavorable vue la surcharge occlusale qui réside au niveau du bloc antérieur.
 - l'existence de facettes d'usure est souvent la manifestation d'une bruxomanie.

Cette dernière peut provoquer des dyscharges péjoratives pour un équilibre prothétique quel qu'il soit, et plus particulièrement pour une prothèse réalisée sur implant.

Il est donc nécessaire de rechercher la cause de cette bruxomanie. Ce peut être:

- sur le plan local: des zones de contraintes, des prématurités,
- sur le plan régional: une dysmorphie articulaire,
- sur le plan général: une hypertonie neurovégétative.

Dans tous ces cas, il est nécessaire de "désembrayer" l'articulation temporo-mandibulaire par le port d'une gouttière occlusale et de rétablir l'équilibre fonctionnel.

Mais la thérapeutique implantaire reste toutefois contre-indiquée en cas de bruxomanie.

5.1.2.2. Du point de vue dynamique:

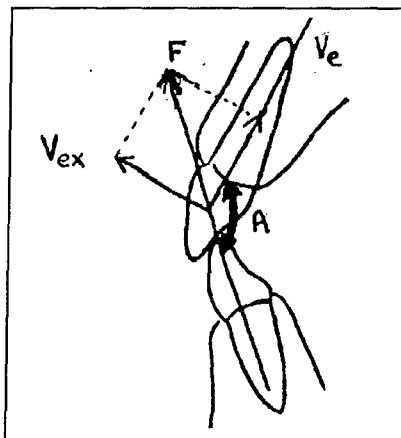
L'étude des différents mouvements de la mastication, des trajets d'ouverture et de fermeture, des mouvements des articulations temporo-mandibulaires, permet de visualiser des surcharges ou des efforts nocifs potentiels sur le futur implant.

- Mouvement vertical:

- Au niveau incisif, les axes des antagonistes ne sont ni confondus, ni parallèles, mais forment un angle A auquel les incisives sont constamment soumises pendant les efforts verticaux.

La force F exercée sur l'incisive supérieure se décompose en 2 vecteurs:

- V_e : vecteur d'enfoncement, qui tend à ingresser la dent,
- V_{ex} : vecteur d'extériorisation, qui tend à vestibuler la dent.



Un implant incisif subit donc le même genre de forces dont l'importance dépend de la valeur de l'angle A.

- Au niveau canin, les axes ne sont pas confondus mais pratiquement parallèles.

Par contre, en présence d'un articulé croisé (cas d'une pro-alvéolie supérieure associée à une supraclusion: classe 2.2 d'angle), l'angle A est trop fermé, entraînant une composante d'extériorisation Vex trop importante qui contre-indique formellement l'implantation.

En effet, tout comme une dent naturelle, l'implant doit le plus possible être sollicité par des forces dirigées parallèlement à son grand axe et dirigées vers la fosse centrale de la dent antagoniste, sous peine de transmettre des stimuli traumatisants pour l'os qui, par réaction inflammatoire au contact de l'implant, conduisent à la mobilisation de celui-ci et par conséquent à l'échec.

L'implant doit donc être placé idéalement au centre de la future restauration prothétique qui le recouvre mais son angulation vestibulo-linguale reste déterminante.

- Mouvements de diduction:

Toute interférence doit être éliminée avant l'implantation.

Au niveau d'un implant canin, la reconstruction prothétique ne doit en aucun cas supporter les mouvements de diduction: on doit alors, quand c'est possible, établir une protection de groupe.

- Mouvement de propulsion:

Le guidage antérieur est très important pour préserver l'équilibre fonctionnel, toute anomalie à ce niveau est potentiellement susceptible d'entraîner des incidents graves à moyen et long terme.

Le bout à bout antérieur est toléré en propulsion s'il s'accompagne d'un blocage de DV postérieur qui, en répartissant les forces, évite toute surcharge. C'est donc de la forme de la courbe de SPEE que dépend l'équilibration lors de ce mouvement.

En conclusion, il convient de traiter tout trouble occlusal avant d'envisager la mise en place d'implants dentaires.

En effet, si la dent naturelle bénéficie de l'amortissement des forces et de la sensibilité proprioceptive de son desmodonte, les racines artificielles sont elles dépourvues de tout système proprioceptif et de pouvoir d'adaptation.

Il faut alors une occlusion telle qu'elle n'entraîne ni surcharge, ni force nocive au niveau de l'implant de remplacement sous peine de le vouer à l'échec, voire d'aggraver le trouble occlusal.

Lorsqu'une équilibration correcte est impossible, ou que l'on a affaire à un patient bruxomane, l'implantation est refusée.

5.1.3. Analyse esthétique pour les édentements antérieurs [30]

- La ligne du sourire est le premier paramètre à évaluer dans le traitement de l'édentement maxillaire antérieur. Si le patient présente un sourire haut (gingival)(fig.42), l'indication implantaire doit être prise avec précaution. Ce critère est d'autant plus important si il est associé à une résorption osseuse verticale importante (fig. 43).

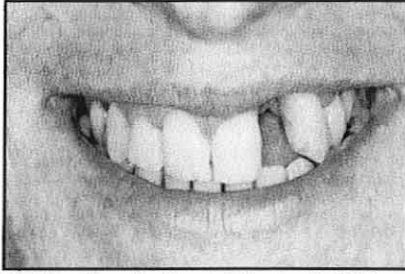


Fig.42 : Sourire haut (gingival) [30]

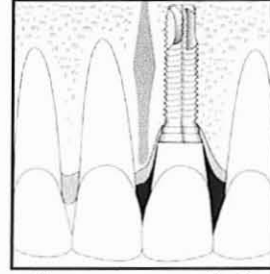


Fig.43 Résorption osseuse verticale [30]

- La forme de l'arcade.
- Les qualité et quantité de tissu mou.
Pour obtenir une morphologie gingivale péri-implantaire satisfaisante, il faut avoir un excès de tissus estimé à 20% du volume nécessaire. Cet excès permet au praticien prothésiste d'adapter la gencive à sa restauration prothétique.
- La hauteur des collets collatéraux.
- Le rapport avec les dents antagonistes.
- Le soutien de lèvres : dans le sourire, la position et l'épaisseur de la lèvre supérieure sont définies par le degré de contraction des muscles de l'expression ainsi que par l'anatomie osseuse et gingivale sous-jacente.

5.2. Critères de succès d'une restauration implantaire

5.2.1. Définition du profil d'émergence en prothèse fixée conventionnelle [7]

- Angle d'émergence : il est formé par l'intersection du profil d'émergence avec le grand axe longitudinal de la dent (fig.44)



Fig.44 : angle d'émergence [7]

- Profil d'émergence : il est caractérisé par l'angle d'émergence formé par le grand axe de la dent, d'une part, et l'inclinaison de la face vestibulaire au niveau cervical, d'autre part. Le profil d'émergence recherché en prothèse dentoportée se situe dans le prolongement radiculaire ; il varie selon la morphologie radiculaire.

Rôles d'un profil d'émergence physiologique :

- Il soutient les tissus environnants.
- Il prévient la récession gingivale.
- Il pérennise la santé gingivale.
- Il souligne le caractère harmonieux et esthétique de la restauration.

5.2.2. Intérêt du concept de profil et de point d'émergence implantaire

Pour Davarpanah M. (2000)[31], ce concept a pour but de guider la cicatrisation des tissus mous en fonction de l'anatomie de la future dent prothétique.

Il est donc nécessaire de coordonner les différentes étapes du traitement implantaire : implant, pilier et prothèse.

Pour Martignoni M. (1990)[64] un profil d'émergence idéal correspond au prolongement du contour anatomique de la racine en direction coronaire, afin que la partie cervicale de la couronne prothétique soit confondue avec l'orientation de ce profil de référence.

Cette notion, valable en prothèse dentoportée, ne peut être extrapolée au sens strict en prothèse implantoportée. En effet, le profil standardisé des implants n'est que très rarement en adéquation avec l'anatomie d'une dent naturelle.

Il en résulte un changement de direction entre fixture et pièce prothétique pour assurer un profil d'émergence physiologique.

Si en prothèse dentoportée un léger sous-contour prothétique est souhaitable [3], en prothèse implantoportée le changement de direction s'impose.

En effet même si les fabricants d'implants proposent de nouveaux diamètres implantaire, l'implant reste spécifique en tant que support prothétique sur ce point.

5.2.3. Spécificité de l'implant en tant que support prothétique et choix du diamètre implantaire

Selon Bennani (2000)[7], **un diamètre et un positionnement tridimensionnel appropriés** de l'implant constituent les fondements d'un profil d'émergence adapté aux restaurations prothétiques.

Cependant, il est important de souligner que les dimensions des implants sont relativement standardisées et correspondent à des dents naturelles de différents tailles et de morphologies coronaires et radiculaires très variées (fig.45).

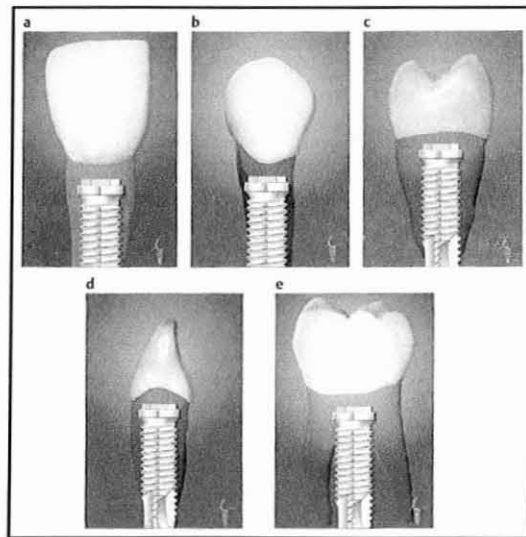


fig.45 :Relation entre différentes couronnes dentaires et un implant moyen (diamètre 3.75). Seule l'analyse implantaire pré-implantaire de chaque cas clinique validera le choix du diamètre implantaire et de l'élément intermédiaire assurant la connexion prothétique. Dans ces cas particuliers, **seuls les deux exemples b et d pourraient satisfaire un profil d'émergence progressif et harmonieux** compte tenu d'un enfouissement implantaire adéquat. [7]

Davarpanah (1999) [32] conseille un diamètre implantaire en fonction de mesures moyennes des dents maxillaires et mandibulaires :

Maxillaire	Diamètre MD coronaire (mm)	Diamètre MD cervical (mm)	Diamètre VL cervical (mm)	Diamètre implantaire conseillé
I1	8,5	7,0	6,0	Moyen ou large
I2	6,5	5,0	5,0	Moyen ou petit
C	7,5	5,5	7,0	Moyen ou large
PM1	7,0	5,0	8,0	Moyen
PM2	7,0	5,0	8,0	Moyen
M1	10,0	8,0	10,0	Large
M2	10,0	8,0	9,0	Large

Mandibule	Diamètre MD coronaire (mm)	Diamètre MD cervical (mm)	Diamètre VL cervical (mm)	Diamètre implantaire conseillé
I1	5,0	3,5	5,5	Petit
I2	5,5	4,0	5,5	Petit
C	7,0	5,0	6,5	Moyen
PM1	7,0	5,0	7,0	Moyen
PM2	7,0	5,0	8,0	Moyen
M1	10,5	8,5	9,0	Large
M2	10,5	8,5	9,0	Large

En effet l'utilisation d'un diamètre implantaire adapté au diamètre cervical permet l'obtention d'un résultat esthétique satisfaisant et un profil d'émergence approprié.

Davarpanah M (1998)[32] indique que la position de la dent sur l'arcade, le type d'occlusion et la présence de parafunctions sont les principaux facteurs biomécaniques à analyser pour le choix du diamètre implantaire.

Il rappelle :

- Les implants de petit diamètre ont une surface d'ancrage et une résistance à la fracture inférieures à celles des implants standards. Par exemple un implant de 3.3 mm de diamètre a une résistance à la fracture 25 % inférieure à celle d'un implant standard.
- Les avantages biomécaniques des implants de gros diamètre :
 - Meilleure distribution biomécanique des forces occlusales.
 - Meilleure stabilité primaire de l'implant.
 - Optimisation du profil d'émergence prothétique.
 - Meilleure stabilité prothétique (assise prothétique).
 - Diminution du risque de dévissage et de fracture des vis de piliers.
 - Diminution du risque de fracture implantaire.

5.2.4. Position de l'implant dans le plan mésio-distal

Pour Davarpanah M. (1999)[30] le point d'émergence implantaire dans le plan mésio-distal est capital pour la réalisation prothétique. Un implant émergeant dans l'espace interproximal entraîne un résultat esthétique inacceptable et l'impossibilité d'assurer une hygiène buccale et une maintenance adéquates.

Selon Salama (1999)[89] deux niveaux sont à considérer :

- la distance au niveau cervical
- la distance la plus étroite entre les dents adjacentes (fig. 46)

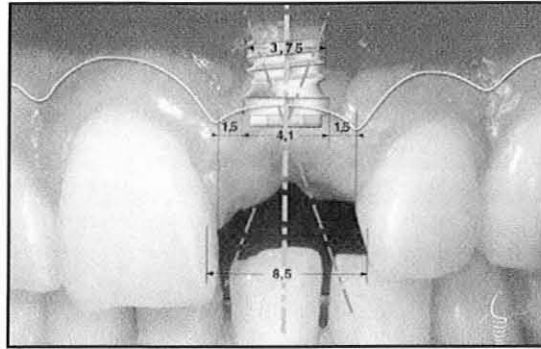


fig.46 :Deux niveaux sont à considérer : distance cervicale et espace entre les dents adjacentes bordant l'édentement.[7]

Lekholm (1985)[58] préconise **un espace de 7 mm en moyenne** mais il fluctuera selon le type de dent à restaurer et selon le col du diamètre implantaire associé.

Touati (2000)[99] préconise :

- 2 mm au minimum entre les spires et les racines des dents naturelles (l'implant doit être parallèle à l'axe des dents naturelles) (fig.47).
- 3 mm entre les spires de deux implants adjacents.

Cela dans le but de ménager un septum et une embrasure physiologique.

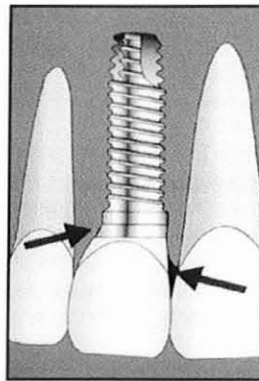


fig.47 : Un positionnement implantaire très proche de la dent adjacente empêche la néoformation papillaire et entraîne un résultat esthétique décevant.[30]

Lazzara (1994)[55] indique que plus le diamètre du col implantaire est proche du diamètre mésio-distal de la dent à remplacer, plus l'évasement de l'élément intermédiaire (pilier prothétique ou inlay core) sera limité et en adéquation avec la morphologie cervicale de la restauration prothétique (fig. 48)

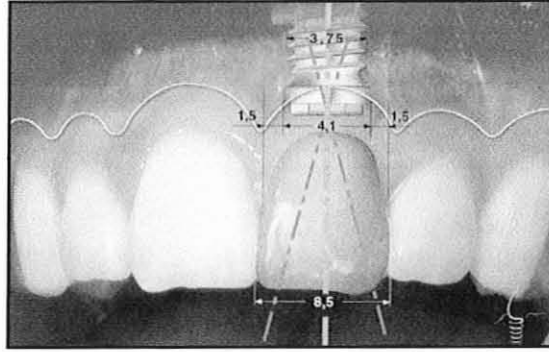


fig.48 : Rapport entre l'implant et la dent prévisionnelle : seul l'axe central objective le positionnement exact de l'implant (situation et angulation) au centre de l'édentement dans le plan mésio-distal.[7]

En conséquence il sera facile de calculer l'espace disponible minimal mésio-distal.

5.2.5. Positionnement de l'implant dans le plan vestibulo-lingual

Davarpranah (1999)[30] considère deux impératifs :

- L'implant doit être dans la continuité de la future dent prothétique, mais la morphologie particulière de la crête osseuse peut obliger à un **compromis** (ex. : concavité osseuse vestibulaire très marquée) ; dans ce cas l'axe implantaire doit se situer dans « une zone de compatibilité ».
- L'implant doit être idéalement entouré de 1 mm d'os sur tout son périmètre et être dans l'axe de la crête pour des raisons biomécaniques (fig.49).

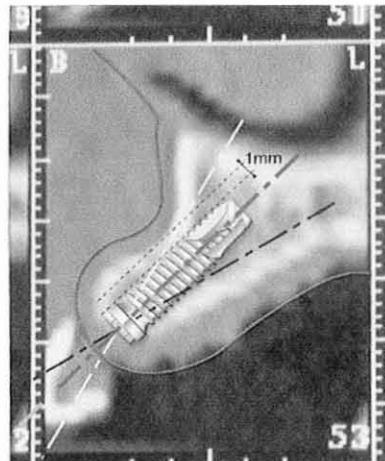


fig.49 : Positionnement vestibulo-lingual d'un implant en fonction du guide radiologique visible sur la coupe scanographique. La concavité osseuse vestibulaire, l'axe de la crête et l'image de la future dent prothétique obligent à un compromis. L'axe implantaire légèrement lingualé est compatible avec une future restauration scellée sur faux moignon transvissé. [7]

Deux facteurs sont à analyser :

- La situation du col implantaire par rapport au grand axe médian de la crête (S2).
- L'angulation de l'implant par rapport à la situation de ce col. A l'angulation de l'implant est liée l'émergence implantaire. Ces deux paramètres varient conjointement et aboutissent au positionnement vestibulo-lingual de l'implant (fig. 50)

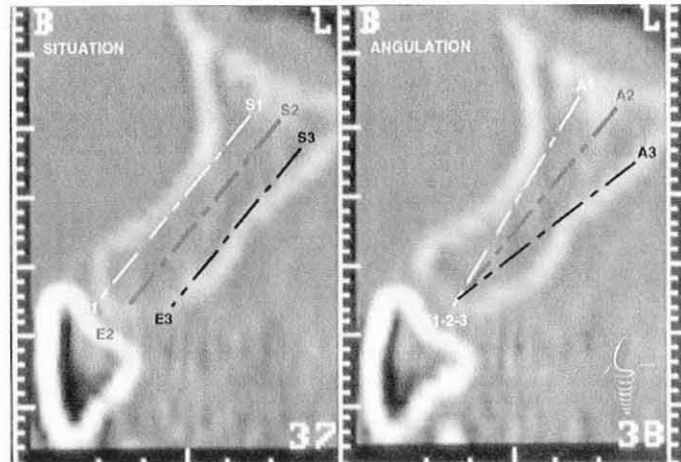


fig.50 : positionnement de l'implant dans le plan vestibulo-lingual en fonction de deux paramètres : situation et angulation.[7]

Un col implantaire trop vestibulé (E1) peut entraîner un profil d'émergence prothétique inesthétique, situé à un niveau plus apical que les dents adjacentes, et générer une récession gingivale secondaire par manque de support osseux (surtout si le parodonte est fin) (fig.). C'est pourquoi pour des raisons esthétiques, il faut préférer une situation de l'implant légèrement plus palatine.

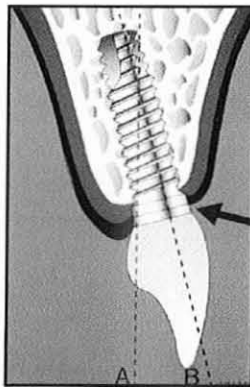


fig 51 : a : axe implantaire au milieu de la crête alvéolaire ;
b : axe implantaire trop vestibulé. Le point d'émergence entraîne un résultat esthétique décevant.[30]

Un col implantaire trop lingualé (E3) aboutit à une restauration prothétique en surcontour vestibulaire, voire un surplomb, rendant l'hygiène et la maintenance difficile. De plus, cette situation peut entraîner des risques de dévissage et de descellement (fig.52).

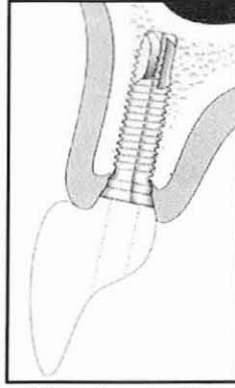


fig.52 : implant positionné en position trop palatine.[30]

Dans ces deux cas extrêmes, la distribution des forces occlusales est défavorable.

Le point d'émergence implantaire a une importance capitale sur le type de prothèse (scellée ou vissée) :

- Si l'axe de sortie de la vis est palatin, une prothèse transvissée peut être envisagée (fig.53).
- Si l'axe de sortie de vis est vestibulé, une reconstitution à deux étages doit être considérée (fig.54).

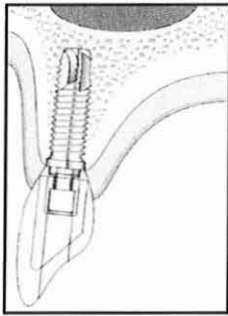


fig.53 : axe de sortie palatin

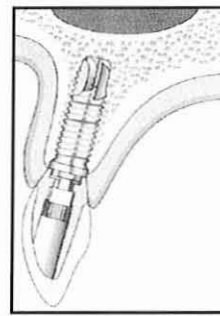


fig.54 : axe de sortie vestibulé

Bennani (2000) [7] préconise un appui bicortical vestibulo-lingual assurant une résistance optimale aux forces fonctionnelles latérales, et de ce fait de positionner l'implant en situation légèrement linguale.

5.2.6. Positionnement vertical de l'implant

Davarpanah M. (1999)[30] préconise des implants d'une longueur supérieure ou égale à 10 mm. Il rappelle qu'un implant unitaire standard d'une longueur égale ou inférieure à 10 mm. a un pronostic incertain qui dépendra de la qualité osseuse du site implanté.

La position de l'implant dépend des tissus mous et de la distance crête alvéolaire-plan occlusal.

Trois niveaux sont à considérer : [7]

- La jonction implant-pilier, située dans l'espace de transition et qui amorce l'évasement du profil d'émergence sous-gingival.
- La jonction pilier-couronne, qui correspond par analogie à la limite cervicale d'une préparation en prothèse conventionnelle dentoportée.
- La jonction amélocémentaire des dents adjacentes, référence chirurgicale pour apprécier la position apicocoronaire du col implantaire.

Plus le diamètre du col implantaire est proche du diamètre cervical de la dent à remplacer, plus l'évasement intermédiaire sera limité [55].

L'espace de transition se définit comme étant la distance entre le col implantaire et le bord marginal de la gencive péri-implantaire de la restauration prothétique : il détermine le **berceau prothétique**.

L'aménagement mucogingival de cet espace servira à masquer l'évasement de l'élément intermédiaire, surtout si le parodonte présente une épaisseur et/ou une hauteur insuffisante de gencive kératinisée.

Le choix du composant prothétique supra-implantaire est capital.

Deux éléments sont à considérer :

- Le matériau constituant les piliers intermédiaires : titane alliages précieux ou céramique (cette dernière permet d'éviter le liseré gris visible sous une gencive fine).
- Le degré de divergence des parois de ce composant dans l'espace de transition ; il devra compenser le diamètre du col implantaire et le diamètre de la future prothèse tout en s'incrinant dans un profil d'émergence transgingival progressif et harmonieux.

En conséquence, le positionnement apicocoronaire de l'épaule implantaire dépend :

- De la morphologie osseuse.
- Du degré d'enfouissement de l'implant dans le sens vertical.
- Du différentiel diamètre col implantaire – diamètre de la future prothèse.
- De la hauteur interarcades :
 - Si la hauteur est faible, l'évasement sera brutal rendant difficile le contrôle de plaque.
 - Si la hauteur est normale, l'évasement sera plus progressif donc plus physiologique et hygiénique.

Touati et Guez (2000) [98] situent l'épaulement implantaire apicalement, à une **distance de 2,5 à 3 mm** du rebord gingival marginal prévisionnel de la future restauration ou des dents adjacentes (fig. 55).

Cette distance permet d'obtenir un profil d'émergence naturel et graduel en plaçant la connexion prothétique et la limite cervicale de la céramique en situation intra-sulculaire.

Ce profil sera comparable au profil que l'on obtient en prothèse fixée dentoportée quel que soit le type d'environnement parodontal rencontré.

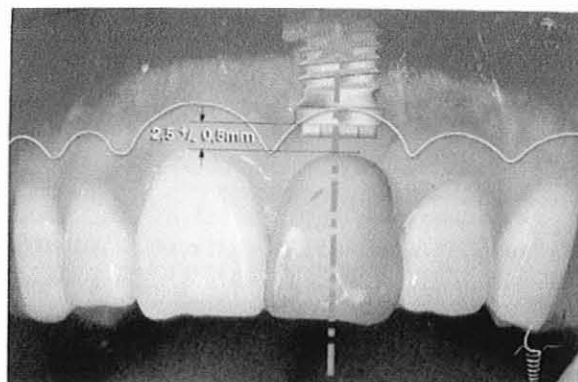


fig.55 : Positionnement apicocoronaire d'un implant par rapport au rebord gingival marginal prévisionnel.[7]

Palacci (1995) [74] prennent comme référence la jonction amélocémentaire des dents adjacentes ; pour un parodonte intact ils enfouissent l'implant à 2 mm.

Un enfouissement plus profond d'environ 3 mm est indiqué quand il existe une grande amplitude de niveau entre zones proximales et vestibulolinguales de la jonction amélocémentaire.

Pour un parodonte modifié ou réduit, qui fait apparaître des zones radiculaires dénudées, ils situent l'enfouissement entre 0,5 et 1 mm par rapport à la gencive marginale.

5.2.7. Nombres d'implants par rapport à l'étendue mésio-distale de l'édentement [32]

Idéalement , le nombre d'implants standard conseillé pour le traitement d'un édentement doit être similaire au nombre de racines perdues.

Cependant, l'espace mésio-distal disponible et la proximité des structures anatomiques limitent fréquemment ce nombre.

Espace prothétique mésio-distal (mm)	Nombre d'implants standards recommandé
7	1
15	2
22	3
29	4
36	5
43	6
50	7
57	8

Ces valeurs appliquées aux implants standards (3.75 et 4 mm. de diamètre) ne tiennent pas compte la notion de profil d'émergence et de morphologie dentaire.

Les différents diamètres implantaire disponibles permettent d'optimiser les résultats fonctionnels et esthétiques.

5.3. *Occlusion en prothèse sur implant*

5.3.1. Montage prévisionnel et choix du schéma occlusal

L'élaboration du projet prothétique est la clé du succès à long terme de la réalisation finale. Ce montage, indépendant de la situation des futurs implants, a pour objectif de déterminer le nombre d'éléments, le volume et la situation de la future prothèse ; ceci dans un cadre fonctionnel et esthétique optimal.

Trois techniques peuvent être envisagées :

- l'utilisation de dents de prothèse adjointe (montage prévisionnel) ;
- les techniques de cire ajoutée ;
- une technique mixte faisant intervenir simultanément les deux précédentes. Elle associe la simplicité de la première à la précision de la seconde.

L'élaboration de ce montage permet d'organiser au mieux les relations inter et intra-arcades, avec en particulier la relation des cuspides par rapport aux fosses réceptrices antagonistes et la gestion des embrasures, le cas échéant.

De plus, l'étude dans les mouvements de latéralité et de protrusion sur l'articulateur, quoique non superposable avec la réalité, permet de prévoir la participation cuspidée de la prothèse. Ceci est impératif vu l'importance des contraintes que génèrent de tels contacts.

Il faut toujours se référer aux contraintes qui nous intéressent :

- **Les contraintes axiales** qui interviennent principalement lors de la déglutition.
- **Les contraintes latérales** qui interviennent lors de la mastications et des parafunctions.

On cherche toujours à:

- obtenir des courbes d'occlusion (SPEE et WILSON) correctes, soit par meulage des dents présentes, soit par addition de cire
- obtenir des rapports dento-dentaires équilibrés en position d'intercuspidation maximale (O.I.M)
- obtenir, lors des excursions mandibulaires, des contacts définis par le concept occlusal choisi (Toubol, 1984).

La cire ajoutée permet également de **situer les émergences des implants** par rapport à la prothèse à venir. Le report de ces émergences lors de la mise en place des implants se fait à l'aide d'un **guide chirurgical** issu de la cire de diagnostic.

Dans le cas d'une édentation unitaire, ces techniques précises, adaptées plutôt aux implantations multiples, ne sont généralement pas réalisées.

L'analyse prothétique pré-implantaire apporte également des indications sur l'état des dents bordant l'édentement, la nature de l'arcade antagoniste: dents naturelles, prothèse adjointe ou conjointe, dents prothétiques en céramique, or ou résine, mais également sur le type d'occlusion, les parafunctions qui nous dirigent vers un examen occlusal pré-implantaire.

5.3.2. Nécessité d'une approche fonctionnelle [57]

L'absence des mécano-récepteurs du parodonte réduit la capacité proprioceptive et discriminative des implants et ne permet pas aux mécanismes d'adaptation du système nerveux central de se manifester avec la même efficacité sur les implants que sur les dents naturelles.

Ce phénomène est aggravé par le manque de mobilité dû à l'absence de parodonte.

Face à ce constat et à l'incertitude dans la gestion occlusale des réalisations prothétiques certains implantologistes conseillent de radicaliser les concepts occlusaux habituels.

La fonction canine est accentuée pour protéger les implants postérieurs des forces occlusales mal contrôlées et en particulier des forces latérales.

Cependant ce choix n'est pas sans conséquences :

- Risque pour la dent assurant seule tous les guidages latéraux.
- Risque d'installer une parafunction avec un bruxisme d'élimination.
- Réduction de l'efficacité masticatoire avec pour conséquence une plus forte contraction musculaire, évasement du cycle masticatoire et possibilité d'installation de désordres temporo-mandibulaires.

On voit donc la nécessité d'une approche moins systématisée et plus individualisée. L'équilibration occlusale de la prothèse implantaire doit tenir compte des parafunctions éventuelles et surtout des fonctions de mastication et de déglutition propres à chaque patient.

Cette équilibration devra prendre en compte :

- La surface portante réellement posée et ostéointégrée (surface, position, orientation et nombre d'implants.)
- Le type d'os rencontré. La mise en charge doit être retardée si on se rapproche d'un os de type 4.
- Les fonctions de déglutition et de mastication du patient car c'est à ces moments que les forces exercées sont les plus élevées. Le simple contrôle du guidage antérieur et des latéralités est insuffisant.
- La différence de mobilité implant-dent : l'ajustement à vide sous pression occlusale légère doit conduire à des contacts moins marqués au niveau des implants de telle sorte que, lors de pressions plus fortes, il y ait équivalence de pression entre prothèse implantaire et dents naturelles.

- Pendant les parafunctions éventuelles : réduction des guidages canins excessifs sur les prothèses sur implants (surguidages) lors des mouvements de latéralité. Ceci permet de diminuer notablement le bras de levier axial et l'amplification des forces latérales qui en résultent. Le port d'une gouttière de protection nocturne est conseillé.

5.4. *Edentement unitaire [30]*

5.4.1. Indications

- Agénésies dentaires ;
- édentements associés à des dents adjacentes saines ;
- édentements associés à des diastèmes.

Devant la diversité des situations cliniques qui impliquent la mise en place d'un seul implant, il semble nécessaire de faire le point sur les spécificités des implants unitaires dans le secteur antérieur dans un premier temps, puis de traiter les édentements unitaires dans les secteurs postérieurs.

5.4.2. Secteur antérieur

5.4.2.1. Espace prothétique disponible

Une hauteur verticale inter-arcades égale ou supérieur à 5 mm (du col de l'implant jusqu'à la dent antagoniste) est nécessaire pour la réhabilitation prothétique. Le choix du pilier dépend de cette distance.

5.4.2.2. Profil d'émergence

Comme on l'a vu au début de ce chapitre l'implant doit être positionné idéalement dans les trois plans de l'espace.

Au niveau des secteurs antérieurs, l'anatomie de la dent controlatérale doit être analysée avec précision pour obtenir un profil d'émergence plus naturel.

Cas particulier des incisives mandibulaires et parfois de l'incisive latérale maxillaire :

Souvent pour ces dents l'espace prothétique mésio-distal est inférieur à 4.5 mm. Avec un implant standard (diamètre du col 4.1 mm) un résultat esthétique satisfaisant est souvent impossible à obtenir. Il faut alors avoir recours à un implant de petit diamètre.

5.4.2.3. Rapport couronne clinique/implant

Idéalement, le rapport couronne/implant doit être de 1/2. Un rapport 1/1 avec un os de faible densité et/ou des forces occlusales importantes peut compromettre le pronostic implantaire.

De plus, un implant unitaire standard d'une longueur égale ou inférieure à 10 mm a un pronostic incertain qui dépendra de la qualité osseuse (type 1 ou 2) du site implantaire.

5.4.3. Secteurs postérieurs

5.4.3.1. Considérations biomécaniques

Les implants situés dans les zones postérieures sont soumis à des contraintes fonctionnelles qui sont d'autant plus importantes qu'elles s'exercent vers la parties distales des arcades. Ces contraintes, dues essentiellement aux forces de mastications, imposent une sélection minutieuse des composants afin d'éviter tous risques de fracture de l'implant, ou encore de dévissage ou de fracture de la vis de pilier ou de faux moignon.

Frédéric CHICHE(2000)[27] rappelle que le remplacement d'une molaire par un implant standard a été considéré par certains auteurs comme une contre-indications.

Il rappelle que la surface des racines d'une molaire inférieure est de 475 mm², alors que celle d'un implant long de 10 mm et 3.75 mm de diamètre n'est que de 130 mm².

5.4.3.2. Le remplacement d'une molaire absente

- Avec un seul implant :

CHICHE (2000) [27] affirme que la mise en place d'un seul implant constitue le traitement de choix à condition d'employer un implant de large diamètre.

Un implant de 5 mm de diamètre et de 10 mm de longueur présente une surface plus adaptée au stress masticatoire, de l'ordre de 231 mm².

Pour une même longueur, un implant de 5 mm de diamètre présente une surface de 30% supérieure à un implant de 4 mm de diamètre.

De plus un profil d'émergence plus adapté est obtenu avec des implants présentant un col large. Le rapprochement entre les périmètres implantaires et prothétiques permet la réalisation d'une anatomie coronaire plus naturelle.

L'espace mésio-distal minimum requis est alors de 7 mm pour une largeur de crête de 6 mm.

- Avec deux implants :

Selon RENOUARD(1999)[80], si l'espace mésio-distal est important (> 12 mm) il est possible d'utiliser deux implants base standard afin d'augmenter la résistance biomécanique de la restauration (fig.56).

Cette situation présente deux types d'inconvénients :

- Techniquement, la mise en place de deux implants dans un espace aussi réduit n'autorise qu'une très faible marge d'erreur.
- Financièrement, tous les composants implantaires et prothétiques sont doublés.



fig.56 : Edentement en distal de 45.D'un point de vue occlusal une seule dent est nécessaire.

Afin d'augmenter la résistance biomécanique du système , il a été choisi de placer deux implants (8,5 et 7 mm) plutôt qu'un seul implant de 8,5 mm base large. RENOUEARD(1999)[80]

5.5. *Edentement partiel*

5.5.1. Indications implantaires [30]

- Une absence ou une faible valeur des piliers dentaire.
- Un édentement associé à des dents adjacentes saines.
- Une demande prothétique raisonnable du patient.
- Un inconfort des prothèses adjointes.
- Le profil psychologique du patient.

5.5.2. La connexion dent-implant

La connexion des implants et des dents voisines est une option utilisée dans certaines situations : [30]

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

Cependant cette option thérapeutique est décriée par de nombreux auteurs.

Robbiani E.(2001) [85], en se basant sur une évaluation clinique sur quinze ans, indique que les complications prothétiques et dentaires sont plus nombreuses avec les bridges mixtes qu'avec les prothèses implanto-portées. Il précise cependant que les taux de succès des implants ne sont pas très différents entre ces deux options.

Renouard F.[80] affirme que la combinaisons de deux systèmes ayant des rigidités très différentes risque d'entraîner une mauvaise répartition des charges lors de la fonction. Il rappelle également que les dents naturelles doivent être considérées, d'un point de vue biomécanique, comme des dents en extension.(cf. 6.1.2.2)

D'autres auteurs comme Le Gall M.G.(2001)[57] relativisent largement ces propos en se basant sur l'expérience clinique et l'étude comparée in vivo de bridges de trois éléments soit dento-implanto-porté soit implanto-portés. Il rapporte des avantages cliniques importants concernant la première configuration :

- La proprioception dentaire peut améliorer la régulation des forces occlusales sur les implants reliés à ces dents.
- Meilleur contrôle en raison de la contention des forces transversales développées sur les dents postérieures pendant la fonction.
- Contention grâce aux implants de dents à support parodontal réduit.
- Minoration des risques de fracture lorsque le rapport axial prothèse-implant ostéointégré est défavorable.
- Plus grande facilité à maintenir la stabilité de l'occlusion.

Il affirme que si le positionnement des implants et la conception prothétique sont corrects, les inconvénients initialement avancés de la liaison dents-implants (perte osseuse autour des implants, fracture des implants dues à la différence de mobilité entre dents et implants) ne sont pas vérifiés.

En conclusion on peut dire que les constructions mixtes dents-implants sont réalisable à condition de :

- Stabiliser parfaitement contrôlée de la prothèse.
- Utiliser uniquement des piliers dentaires parfaitement sûrs (pas de risque de fracture et/ou support parodontal réduit).
- Maîtriser les forces occlusales appliquées à la prothèse.

5.5.3. Résilience dent-implant

Plusieurs théories et dispositifs ont été développés pour compenser et justifier la différence de résilience dent-implant :

- Utilisation de résine comme matériaux cosmétique (au lieu des céramiques et métaux). La résine amortit les forces occlusales transmises par rapport aux autres matériaux.
- Interposition d'éléments résiliants entre l'implant et la prothèse.
- Elasticité de l'ensemble implant-pilier (système Bränemark)
- Utilisation d'attachements non rigides.

Cependant, les résultats des différentes propositions énoncées précédemment sont très variables et contradictoires. Ils dépendent naturellement de la mobilité de chaque dent.

Une étude récente décrite par Robbiani E. (2001)[85] conclue que si l'on considère le critère de perte osseuse, la connexion non rigide est moins nocive alors que pour les complications prothétiques, elle l'est d'avantage que la connexion rigide.

Renouard F. (1999)[80] relate un cas clinique traité à l'aide d'une connexion permettant des mouvements verticaux :

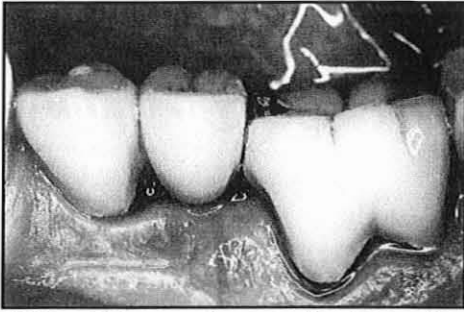


Fig.57:Vue clinique après un an de mise en charge de l'implant. L'ingression de la dent naturelle (mouvement de type orthodontique) est liée à l'utilisation d'une connexion permettant des mouvements verticaux.



Fig.58 : Même patiente. Radiographie de contrôle.

D'après Renouard (1999)[80]

Pour cet auteur si une connexion doit être envisagée, il faut considérer l'emploi d'une liaison rigide.

5.5.4. Cas particulier des secteurs postérieurs

5.5.4.1. Concept du tripodisme

Dans les secteurs postérieurs , il est préférable de placer les implants standards en tripode. Ce type de positionnement pour trois implant est plus favorable sur le plan biomécanique. Cette configuration tripodique permet :

- une répartition axiale des forces occlusales ;
- augmente la stabilité de la réhabilitation ;
- réduit les contraintes sur les implants.

Cependant en présence d'une crête large, des implants de gros diamètre (surface d'assise augmentée) peuvent être placés dans une position linéaire. Ces implants permettent une bonne répartition des forces occlusales tout en optimisant le résultat esthétique.(fig.59)

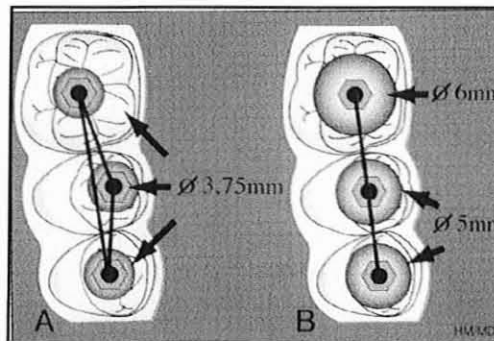


Fig.59 : A : positionnement des implants standard en trépied
B : en présence d'une crête large, des implants de gros diamètre peuvent être placés en ligne droite.

D'après Davarpanah M.(1999)[30]

5.5.4.2. *Mise en charge progressive*

Pour Davarpanah M. (1999)[30] une mise en charge progressive est souvent conseillée pour les implants postérieurs.

En effet, une qualité et une quantité osseuses insuffisantes dans les secteurs postérieurs, associées à des charges occlusales importantes, peuvent entraîner des complications implantaire.

Pour Le Gall M.G. (2000)[58], la mise en charge des implants à la fois progressive dans le temps et graduée en intensité permet d'améliorer la résistance de l'os péri-implantaire.

Si des sollicitations douces, bien en deçà de son seuil de résistance, sont appliquées à l'os, sa résorption est évitée et son remodelage est permis.

Cette mise en charge doit être d'autant plus longue et délicate que l'os se rapproche du type IV.

Le principe de cette mise en charge progressive donne lieu à un consensus alors que la façon de la réaliser et son rythme restent controversés.

Voici quelques directions possibles : [30, 57]

- L'utilisation d'une prothèse provisoire en résine (pendant 6 à 12 mois) permettrait de diminuer les contraintes au niveau de l'interface os-implant.
Il est impératif, lors de la mise en charge, de réaliser une armature métallique sous la résine. En l'absence d'armature métallique, le manque de rigidité de la résine peut entraîner des forces nocives sur les implants.
- Adapter la surface occlusale prothétique à la surface portante implantaire réellement ostéointégrée, en fonction du cas :
 - En diminuant la largeur de la surface occlusale de la prothèse implantaire et en ajustant les dents antagonistes par adjonction/soustraction pour ne conserver que des guidages réduits, mais équilibrés.
 - En aménageant dans le relief cuspidien des sillons d'échappement plus importants, afin de diminuer la charge occlusale et d'améliorer l'échappement du bol alimentaire sous la pression de mastication.

Lorsque les faces occlusales sont en équilibre fonctionnel (avec des contraintes axiales et latérales contrôlées), elles peuvent être reproduites avec précision au laboratoire sur les prothèses définitives.

5.6. *Edentement total*

5.6.1. Indications implantaires [30]

- Absence de stabilité des prothèses adjacentes.
- Inconfort des prothèses adjacentes.
- Demande prothétique réaliste du patient.
- Problèmes psychologiques liés au port des prothèses adjacentes.

5.6.2. Options thérapeutiques [30]

Il existe deux types de reconstructions :

- **Bridge complet implanto-porté** (fig.60) : crête osseuse peu résorbée associée à un rapport inter-arcade favorable.

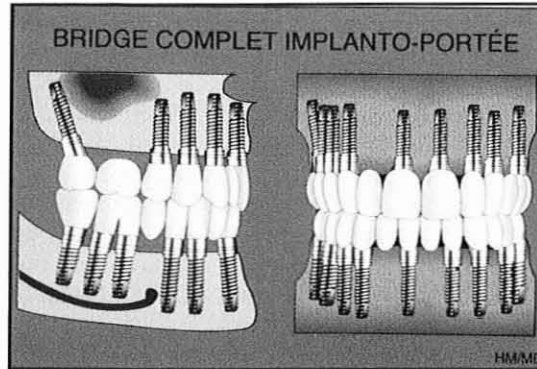


Fig.60: Bridge complet implanto-porté. D'après Davarpanah (1999)[30]

- **Prothèse fixée implanto-portée** (ou prothèse sur pilotis) (fig.61):
 - Crête osseuse peu résorbée associé à un rapport inter-arcade favorable.
 - Résorption modérée de la crête osseuse associé à un bon rapport inter-arcades ou à un léger décalage maxillo-mandibulaire.

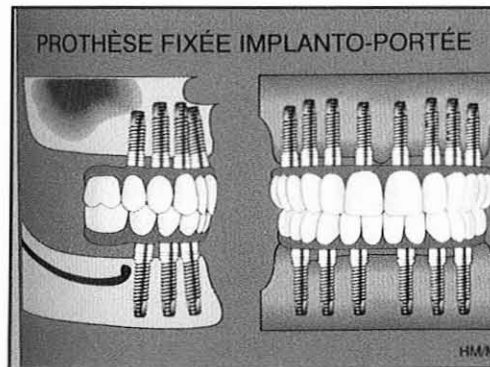


Fig.61 : Bridge fixé implanto-porté (prothèse sur pilotis)
D'après Davarpanah (1999) [30]

Elles sont déterminées par :

- L'importance de la résorption osseuse alvéolaire.
- Le rapport inter-arcade.
- Les conclusions de l'analyse esthétique et fonctionnelle.
- La nature de l'arcade antagoniste.

5.6.2.1. Evaluation prothétique

Si la prothèse existante présente des défauts de conception sur le plan esthétique ou fonctionnel, elle doit être refaite.

C'est la première étape incontournable du traitement, quelle que soit la solution prothétique envisagée.

En effet la prothèse complète existante ou la prothèse provisoire de diagnostic confirme la dimension verticale d'occlusion et objective l'espace prothétique disponible pour les composants implantaires et prothétiques.

5.6.2.2. Relation squelettique et choix thérapeutique[30, 38]

Il est essentiel de déterminer la classe squelettique, surtout en présence d'une résorption importante ne permettant pas le placement des implants sur toute l'arcade.

▪ Classe I squelettique :

En présence d'une classe inter arcade idéale, l'option thérapeutique est déterminée par le volume osseux résiduel.

▪ Classe II squelettique :

C'est la mésio-position du maxillaire par rapport à la mandibule.

Une angulation palatine des implants maxillaires antérieurs et vestibulée des implants mandibulaires est très difficile à réaliser. Elle peut entraîner une altération du soutien des lèvres et/ou une modification importante de l'esthétique faciale difficilement acceptable pour le patient. Une compensation prothétique du décalage des bases doit être envisagée.

- Au maxillaire :

Un bridge complet implanto-porté entraîne une béance antérieure.

Pour Fromentin O. (1999)[38], un décalage des bases osseuses important est une contre-indication majeure de la prothèse fixée supra-implantaire. Une réhabilitation implanto-prothétique fixée réalisée dans ces conditions défavorables se traduira par l'apparition d'un surplomb horizontal, d'un guide antérieur inefficace, d'une phonation perturbée et de surcontours de la morphologie dentaire pour assurer une esthétique minimale.

Une prothèse complète fixée implanto-portée aura une surcharge occlusale au niveau des implants postérieurs. Le cantilever distal ne doit pas excéder 10 mm.

- A la mandibule :

En présence d'un décalage important, un bridge complet implanto-porté va entraîner une béance antérieure. En présence d'un décalage modéré, une angulation plus antérieure des implants symphysaires peut compenser cet espace.

Une prothèse complète fixée implanto-portée (implants posés entre les trous mentonniers) nécessite un cantilever distal moins important par rapport à la classe I pour obtenir une occlusion molaire.

Le résultat esthétique et fonctionnel doit être prévisualisé si un cantilever mésial est réalisé pour compenser la béance.

▪ Classe III squelettique :

C'est la disto-position du maxillaire par rapport à la mandibule.

- Au maxillaire :

En présence d'un volume osseux favorable, une angulation plus vestibulaire des implants et un dessin prothétique approprié permettent de diminuer, voire de corriger le décalage squelettique.

En présence d'un volume osseux réduit la prothèse implantaire fixée est déconseillée.

- A la mandibule :

En présence d'un volume osseux favorable, une angulation linguale des implants et un dessin prothétique adapté peuvent diminuer, voire corriger le décalage squelettique.

En présence d'un volume osseux réduit la prothèse implantaire fixée est déconseillée.

5.6.3. Dessins prothétiques

5.6.3.1. Prothèse totale fixée implanto-portée ou bridge sur pilotis

▪ A la mandibule :

Pour Drouhet G. (1999)[34] c'est la solution de choix qu'il propose en première intention. Il indique que l'exécution est relativement rapide, la conception prothétique, d'apparence complexe, est simple ; de plus il s'agit de la prothèse sur implant pour laquelle il y a le plus de recul.

Le nombre d'implants dépend de la forme de l'arcade, du volume osseux résiduel, et de la distance disponible entre les trous mentonniers.

Pour Davarpanah M. (1999)[30] idéalement, six implants placés entre les trous mentonniers permettent d'obtenir un excellent résultat.

Renouard F. (1999)[80] conseille l'utilisation de 4 à 6 implants positionnés en fer à cheval.

Cependant le dessin prothétique dépend de la forme de l'arcade :

Une arcade ovoïde permet un positionnement des implants en demi-cercle. Pour Davarpanah M.(1999)[30] cette distribution implantaire est très favorable sur le plan biomécanique et permet d'envisager des cantilevers distaux plus longs (fig.63). **La longueur de ces derniers est calculée en fonction de la distance séparant les deux implants les plus distaux.**

Renouard F. est d'accord sur ce dernier point. Il précise que si la distance entre l'avant dernier et le dernier implant est supérieure à 8 mm., le facteur de risque diminue.(fig.62)

Drouhet G. (1999)[34] précise que le fait d'augmenter cette distance permet de réduire l'effet de la force de traction sur l'avant-dernier implant distal dont la perte osseuse marginale observée est souvent la plus importante.

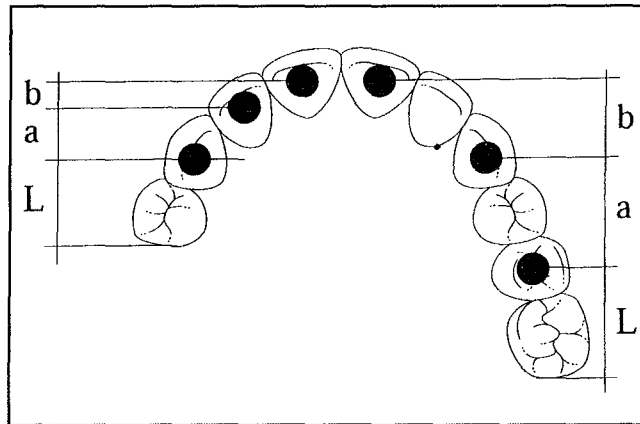


Fig.62: La distance entre les implants doit être mesurée comme représentée sur le schéma.

Si la distance entre l'avant dernier et le dernier implant est supérieur ou égal à 8 mm, le facteur de risque biomécanique diminue.

D'après Renouard F. (1999)[80]

Une arcade rectangulaire associée à des émergences des nerfs mentonniers mésiaux oblige à un positionnement implantaire en ligne droite. Cette distribution des implants contre- indique des cantilevers importants.(fig.63)

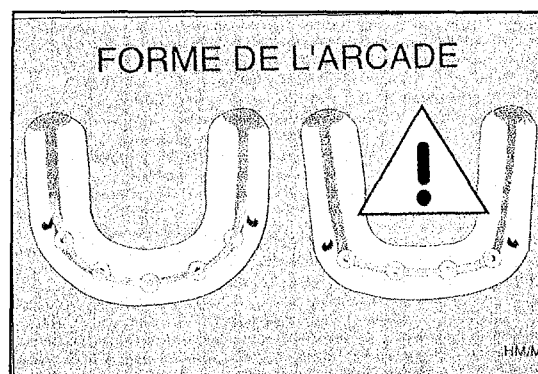


Fig.63 : A gauche, vue d'une arcade ovoïde permettant un positionnement des implants en demi-cercle : distribution très favorable sur le plan biomécanique.

A droite, arcade rectangulaire imposant un positionnement implantaire en ligne droite. Cette disposition est peu favorable sur le plan biomécanique.

D'après Davarpanah M. (1999)[30].

▪ **Au maxillaire :**

Fromentin O. (1999)[38] indique que ce type de réhabilitation prothétique a été proposé au maxillaire par analogie au traitement de l'édentement mandibulaire. Cependant, la résorption, les rapports entre les lèvres, la langue et les dents prothétiques sont différents entre les deux arcades. Ceci a conduit à de nombreux échecs de nature esthétique et phonétique qui ont limité très largement l'indication de ce type de traitement.

5.6.3.2. Bridge complet implanto-porté

Les principes généraux évoqués au début de ce chapitre concernant le positionnement des implant (respect des futures embrasures), leur nombre ou le choix des diamètres implantaires sont évidemment applicables ici.

▪ A la mandibule :

Drouhet G. (1999)[34] retient cette option thérapeutique lorsque la résorption mandibulaire est modérée et le volume osseux (hauteur et largeur) suffisant.

Il précise que les références bibliographiques sur ce sujet sont peu nombreuses, et, il évoque le fait que pendant longtemps, **la question de la flexion mandibulaire** a été considérée comme une contre-indication de cette option thérapeutique.

Pour lui huit à dix implants peuvent supporter une infrastructure prothétique monolithique ou de préférence en deux à trois parties.

Si l'option monolithique est malgré tout retenue, il conseille, (pour les mêmes raisons biomécaniques évoquées pour le bridge sur pilotis) d'augmenter la distance entre les implants les plus distaux. Et d'utiliser une infrastructure métallique en métal précieux (moins rigide) afin de donner plus de souplesse à l'ensemble de la réhabilitation.

▪ Au maxillaire :

Pour Fromentin O. (1999)[38] **le stade d'essayage esthétique et fonctionnel est ici capital**. Le collet des dents prothétique de la maquette en cire doit être situé au contact de la crête gingivale et l'ensemble de la face vestibulaire doit soutenir suffisamment la lèvre supérieure pour assurer un aspect esthétique agréable. Les relations inter-arcades (relation centrée, propulsion et latéralités) envisagées sur l'articulateur en fonction de la résorption et du décalage des bases osseuses sont contrôlées à ce stade.

Tout compromis dans la hauteur, l'orientation ou la situation des dents artificielles de la maquette se traduira par des difficultés esthétiques ou fonctionnelles certaines lors de l'élaboration prothétiques.

Pour indiquer ce type de réhabilitation prothétique, il est nécessaire de mettre en place des implants répartis sur l'ensemble de l'arcade, localisés avec précision au centre de chaque unité dentaire correspondante. Si le dogme « un implant par dent ou racine à remplacer » semble dépassé avec les implants de large diamètre, il n'en demeure pas moins vrai que l'insertion d'un nombre maximal d'implants doit être recherché et ceci particulièrement dans les zones postérieures à fortes contraintes occlusales.

CHAPITRE 6 :
LES PROBLEMES STRUCTURELS
EN PROTHESE IMPLANTAIRE FIXEE.

6. Les problèmes structurels en prothèse implantaire fixée

L'augmentation considérable de la puissance manducatrice des patients munis d'implants entraîne, à moyen et à long termes, des complications mécaniques qu'il est nécessaire de connaître afin d'en prévenir l'apparition.[13]

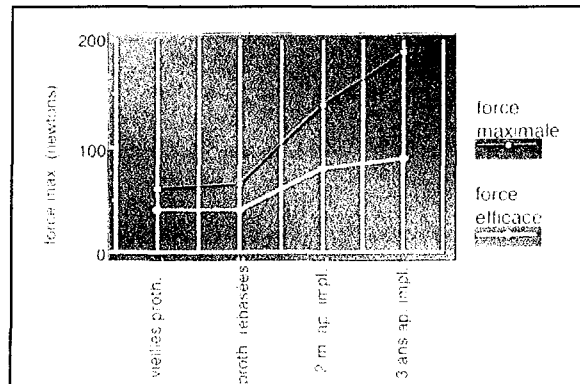


Fig.64 : évolution de la puissance manducatrice. Les forces maximales et efficaces ont été calculées avec les prothèses adjointes initiales, puis rebasées ainsi que 2 mois et 3 ans après la mise en place des prothèses implanto-portées. Carlsson et Haraldson (1985) [23]

6.1. Les facteurs de risques biomécaniques

6.1.1. Facteur de risque occlusal

6.1.1.1. Types de contraintes auxquelles sont soumis les implants

Les contraintes occlusales fonctionnelles et bien entendu parafunctionnelles rencontrées au niveau des arcades dentaires, ne comportent pas que des composantes axiales mais également des composantes transversales ; ce sont elles les plus nuisibles.

Ainsi au niveau d'un implant, on retrouve :

- des forces axiales : si l'implant est soumis à une force selon son grand axe, la contrainte est répartie autour de l'implant et du filetage de l'implant.[77]
- des forces transversales entraînant des mouvements de torsion qui exercent des gradients de contraintes à l'intérieur de l'implant mais aussi au niveau osseux.

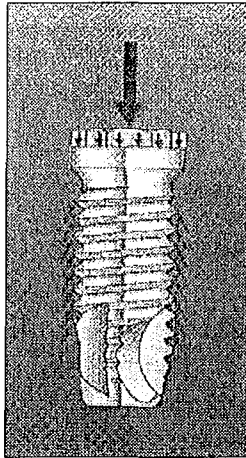


Fig.65 : Répartition des efforts dans et autour d'un implant soumis à des forces axiales. La répartition est équilibrée et les contraintes sont faibles. Rangert (1995) [77]

IL est donc préférable que la direction des forces soit proche de celle de l'axe de l'implant.

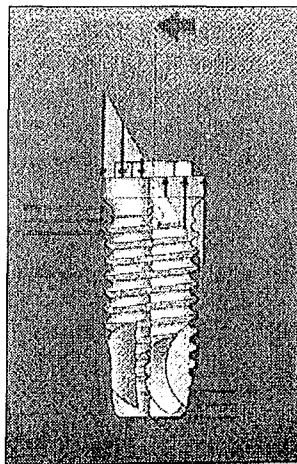


Fig.66 : répartition des efforts dans et autour d'un implant soumis à des forces obliques. Le bras de levier génère des contraintes fortes.[77]

Pour Rangert, l'inclinaison de l'implant peut dans certaines conditions, conduire à un meilleur ancrage et/ou une meilleure situation de l'implant.

Une angulation mésio-distale dans un agencement multiple d'implants ne conduit pas en général à la surcharge (elle est compensée par la suprastructure).

Le problème est surtout posé par les inclinaisons dans le sens vestibulo-lingual, mais tant que la position du sommet de l'implant est bien placée du point de vue biomécanique, une faible inclinaison de l'implant lui-même est sans répercussion.[77]

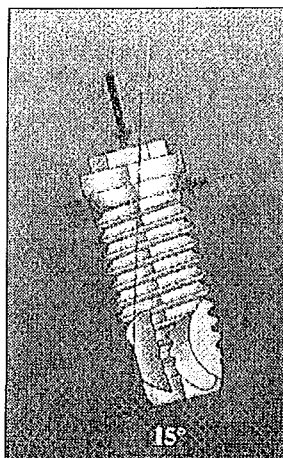


Fig.67: une légère obliquité de l'implant n'est pas génératrice de contraintes excessives si les forces traversent la tête de l'implant en son centre.[77]

6.1.1.2. Patient bruxomane parafonctionnel [80]

La connaissance de l'étiologie de l'édentement est un bon moyen d'évaluer l'état occlusal d'un patient.

L'intensité des forces développées pendant la fonction ainsi que des habitudes parafonctionnelles peuvent avoir des répercussions importantes sur la stabilité des composants implantaires. **Ce risque est amplifié si les forces occlusales ne sont pas distribuées dans l'axe de l'implant.**

Un patient bruxomane ou ayant perdu ses dents naturelles par fracture doit être considéré comme étant à risque important.

La restauration prothétique doit être suffisamment résistante pour supporter une charge occlusale très importante.

6.1.1.3. Prise en charge des trajets d'excursions mandibulaires uniquement par la prothèse implanto-portée [80]

Les dents naturelles, par la présence d'un ligament parodontal, ont une mobilité physiologique. De plus, elles sont susceptibles de se déplacer dans le temps à cause de mouvements orthodontiques passifs. Au contraire, les implants sont parfaitement rigides et fixes dans leur position. Il y a donc un risque que les implants supportent une plus grande partie de la charge occlusale que les dents naturelles.

Pour réduire le risque de surcharge, idéalement, les prothèses implanto-portées doivent être conçues en respectant les principes suivants : contacts occlusaux centrés au milieu de la couronne prothétique, pentes cuspidiennes faibles, et largeurs des tables occlusales réduites.

6.1.2. Facteurs de risque géométrique

6.1.2.1. Nombre d'implants inférieur au nombre d'unité radiculaires [80]

Pour connaître le nombre d'implants idéal par rapport à une situation clinique donnée, il ne faut pas raisonner en nombre de dents, mais en nombre d'unités radiculaires à remplacer. Cette évaluation est particulièrement importante pour des restaurations comprenant 3 implants et moins. Au-dessus de 3 implants, il est possible d'avoir un nombre d'implants inférieur au nombre d'unités radiculaires à remplacer sans augmentation du risque de surcharge.

Le fait pour une molaire d'avoir 2 ou 3 racines permet d'éviter un porte-à-faux de la couronne par rapport aux racines. Une molaire unitaire supportée par un implant base standard donne un risque géométrique (nombre d'implants inférieur au nombre d'unités radiculaires et présence d'une extension prothétique).

Le risque géométrique peut être diminué en utilisant un implant base large ou deux implants base standard.

6.1.2.2. Implant connecté aux dents naturelles [80]

La combinaison de 2 systèmes ayant des rigidités très différentes (la dent a une mobilité naturelle 10 fois supérieure à celle de l'implant) risque d'entraîner une mauvaise répartition des charges lors de la fonction. Cette situation augmente le risque géométrique. Il faut noter que ce facteur est souvent associé à d'autres facteurs de risques tels que le manque de support osseux ou présence d'une extension.

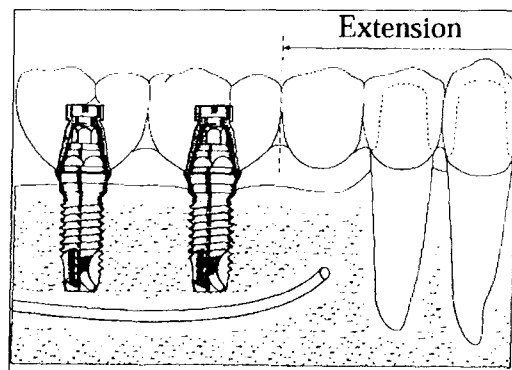


Fig.68 : si deux implants ou plus sont connectés à des dents naturelles, la rigidité des implants reliés entre eux a pour conséquence qu'ils supportent la majorité de la charge occlusale.

Les dents naturelles doivent être considérées, d'un point de vue biomécanique, comme étant des dents en extension. Renouard et Rangert (1999) [80]

6.1.2.3. Implants placés en ligne droite

Le positionnement des implants sur une ligne droite pour les restaurations postérieures favorise le développement de forces latérales nocives sur les implants. Le placement des implants en tripode permet la distribution des forces essentiellement dans le grand axe des implants, ce qui représente une situation plus favorable.

Rangert (1995)[77] a comparé les capacités d'un bridge de trois éléments à supporter les charges en fonction du nombre d'implants. Les pourcentages sont des comparaisons par

rapport à des contraintes exercées dans le cas d'une prothèse portée par un implant à chaque extrémité.

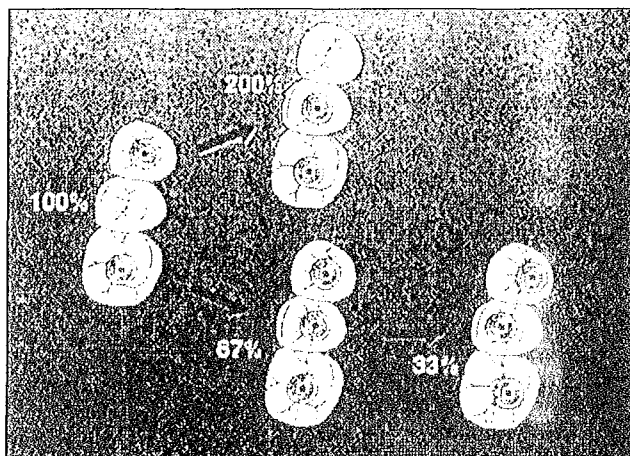


Fig.69 : Analyse des différentes contraintes en fonction de l'architecture selon Rangert (1995)[77]

L'implant terminal étant toujours celui soumis à la force la plus amplifiée donc la plus importante [5], il est essentiel d'optimiser son ancrage osseux en la plaçant la plus en arrière possible en tenant compte de la qualité et de la quantité d'os.[77]

Si seulement deux implants peuvent être placés dans les secteurs postérieurs, la prothèse ne doit comporter aucune extension et la largeur vestibulo-linguale des tables occlusales sera réduite.[73]

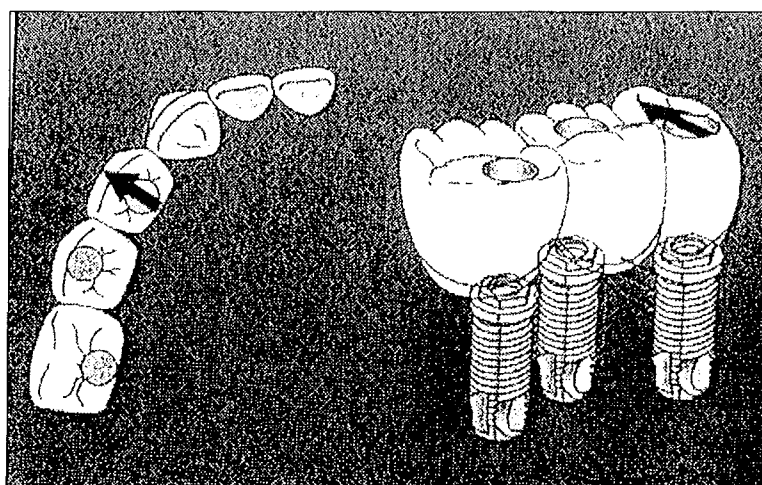


Fig.70 : lorsque les implants supportant un bridge sont en triangle, les efforts de flexion sont compensés par les forces axiales s'appliquant sur les piliers.[77]

6.1.2.4. Présence d'une extension prothétique

La présence d'une extension augmente considérablement la charge sur les implants et augmente le risque biomécanique. En règle générale pour les secteurs postérieurs, selon Renouard et Rangert (1999)[77], une extension sur une restauration prothétique supportée

par deux implants base standard ne devrait pas être envisagée si un autre facteur de risque biomécanique est associé.

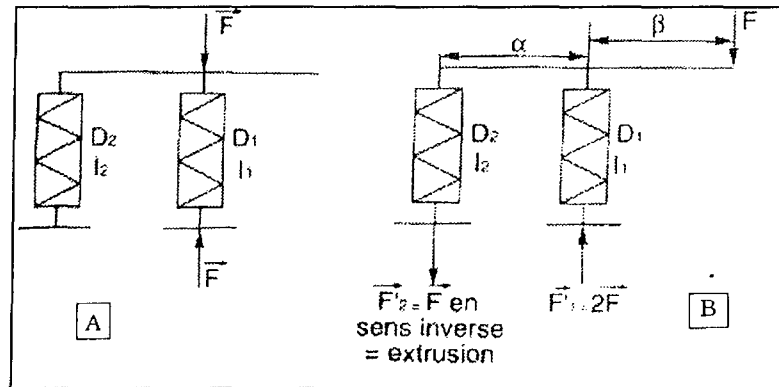


Fig.71 : Système cantilever (extension en porte à faux) selon Richter (1995)[83]

A : système dit cantilever. Le raisonnement est valable pour D ou I. La charge est centrée sur le pilier distal du système.

B : ici, la contrainte sera double sur le pilier distal, dans le sens de l'enfoncement, et un stress d'intensité égale à la force masticatoire F, mais dans le sens de l'extrusion au niveau du pilier mésial du système, soit D2 ou I2. Les bras de levier alpha et bêta sont égaux.

Dans le cas précis de la figure 71, la distribution des forces sera la suivante :

- L'implant antérieur absorbera une force de tension proportionnelle au rapport du bras de levier.
- L'implant postérieur sera soumis à une force de compression qui est la somme de la force occlusale appliquée et de la force de tension résultante.[7]

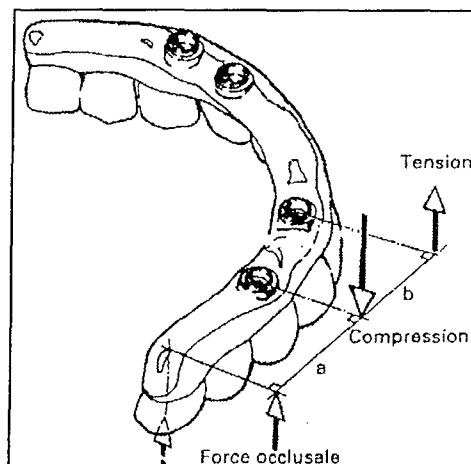


Fig.72 : prothèse complète en U avec extensions distales.[100]

Pour contrebalancer le cantilever, la distance interimplantaire est très importante. Pour une distance interimplant donnée, la marge de sécurité augmentera avec le nombre d'implants placés.[100]

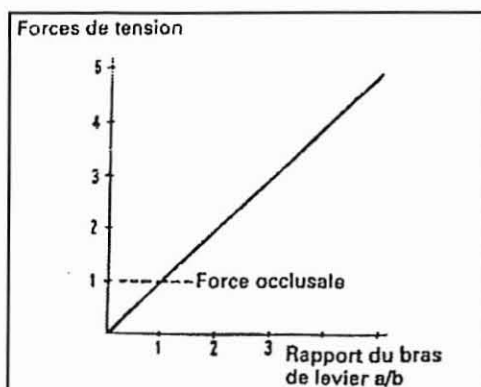


Fig.73 : influence du bras de levier avec les forces de tension.[100]

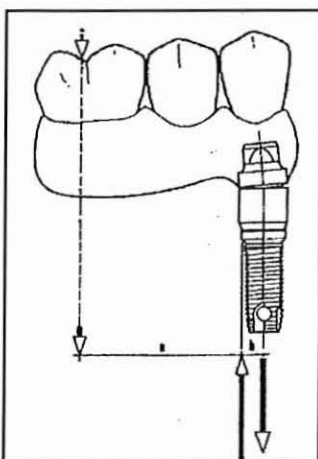


Fig.74 : le moment de torsion sur l'implant peut induire des forces internes très élevées au niveau des vis, aboutissant à une surcharge. Ici, le bras de levier est extrêmement petit : il est égal au rayon du pilier.[100]

6.1.2.5. Implant décalé par rapport au centre de la couronne prothétique [80]

Si le prolongement de l'axe des implants se situe à distance du centre de la couronne prothétique, il y a création d'un bras de levier entraînant un risque important de dévissage ou de fracture des composants prothétiques.

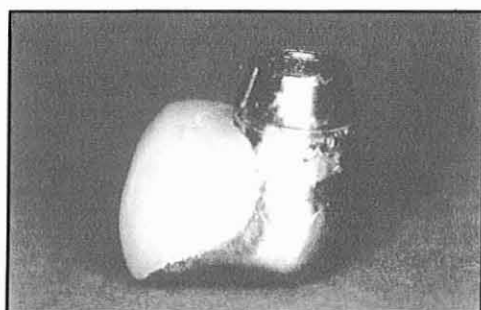


Fig. 75: La position de l'implant décalé par rapport au centre de la couronne représente une situation biomécanique à risque. Renouard et Rangert (1999) [80]

Cependant, si au contraire le décalage de l'axe de l'implant est lié à la création d'un tripode, cette situation doit être considérée comme favorable.

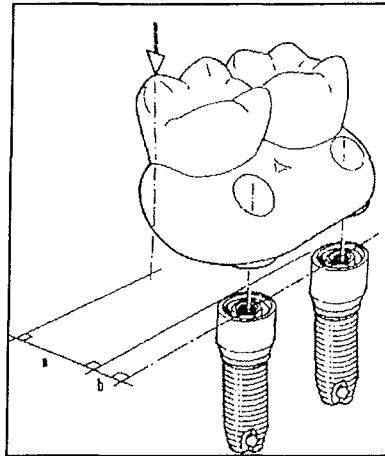


Fig.76 : le moment de torsion interviendra si une force occlusale est déportée par rapport à une ligne droite combinant deux ou plusieurs implants.[100]

La figure représente les moments de torsion dus à des forces axiales, le bras de levier compensateur étant représenté par le rayon du pilier.

6.1.2.6. Hauteur importante de la restauration prothétique

Quand la hauteur de la restauration prothétique est très importante, le bras de levier par rapport à la tête de la fixture est plus important.

Si il est associé à des forces latérales, il y a risque de dévissage ou de fracture des composants prothétiques.[80]

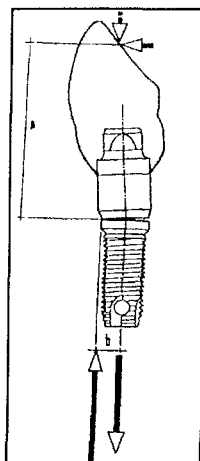


Fig.77: Le bras de levier d'un moment de torsion, induit une force transversale, est la distance du point de contact à l'interface pilier-implant.[100]

6.2. *Les complications en prothèse implantaire fixée*

Les différents facteurs de risques cités précédemment peuvent conduire, en particulier si il sont cumulés[81], à des problèmes structurels.

Les problèmes structurels concernent les différents composants de la reconstitution prothétique : les moignons, les vis de prothèse, les armatures, le matériaux cosmétique, etc., qui peuvent se fracturer, se desserrer ou se desceller.[9]

6.2.1. Fracture de l'armature

Dans les cas d'édentements complets à la mandibule traités ad modum Branemark, c'est-à-dire avec 5 ou 6 implants situés entre les trous mentonniers et des extensions latérales de 2 dents, un certain nombre de fractures a été noté.

Adell et coll. (1981)[1] en relèvent 4,9 %, Zarb et coll. (1990)[105] 25 %, la plupart se situant entre le dernier et l'avant dernier pilier implanté.

L'augmentation de la puissance manducatrice ayant été sous-estimée, le diamètre de l'armature l'a également été, se contentant le plus souvent d'utiliser comme base prothétique un fil en cire de 4 mm de diamètre coulé en cobalt-chrome.

Depuis que les armatures ont été largement surdimensionnées, ce type de fracture a disparu selon Marc Bert (2000)[13].

De plus, une étude de Shackleton et coll. (1994)[93] a montré une baisse significative des complications mécaniques lorsque les extensions ne dépassaient pas 15 mm de longueur.

6.2.2. Fracture de la vis de prothèse

C'est la complication la plus souvent signalée. Adell et coll. (1981)[1] en relèvent 1,5 %, Zarb et coll. (1990)[105] 15 % . Ces fractures ont toutes été rapportées à des **desserremments préalables et répétitifs** de ces vis, elles mêmes dépendantes de l'opérateur et systématiquement liées à des défauts d'adaptation de l'armature (Kallus et Bessing, 1994)[51].

Ces vis sont le maillon le plus faible de toute la chaîne technologique mise en œuvre. Elles servent de « **fusibles** » en cas de surcontrainte, évitant ainsi, par leur fracture, des dommages irréversibles à la partie endo-osseuse des implants.[9]

A noter, dans les bridges construits selon la méthode de Branemark, avec des éléments en extension, que ce sont rarement les vis les plus distales qui se fracturent, au détriment des vis intermédiaires. L'étude des contraintes biomécaniques permet d'expliquer ce fait (Fig.78)[9]

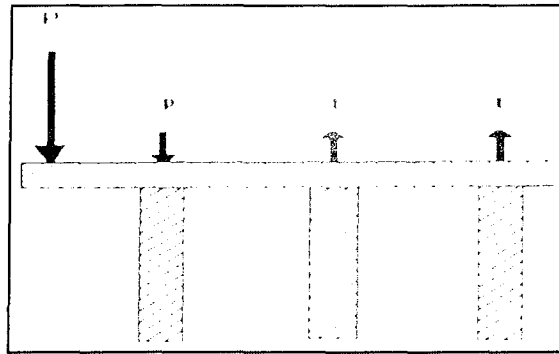


Fig. 78: Une pression P appliquée sur l'élément en extension crée une force de compression sur l'implant le plus proche. Cette force est appliquée sur le moignon de prothèse, la vis ne servant alors que de moyen de réunion entre les différents éléments. Le premier implant servant de pivot et supportant une pression (p), les forces transmises aux implants suivants sont uniquement en traction (t), faisant travailler seulement les vis de prothèse, allant jusqu'à les rompre.[9]

6.2.3. Fracture de la vis de pilier ou du pilier

Cette complication apparaissait essentiellement pour le système IMZ muni de piliers en polyoxyméthylène (POM) très fragiles et présentant un taux de fractures étonnant...

Depuis la disparition de ce système, ces fractures sont rares : Adell et coll.(1981) [1] en relèvent 2,5 %, Zarb et coll. (1990)[105] 0,8 %, Bert (2000)[13] 0,7 %.

Ces pièces étant usinées, donc parfaitement adaptées, la cause principale de leur fracture est l'occlusion ou des éléments en extension trop importants (Shackleton, (1994)[93]).

Selon Bert (2000), l'apparition de systèmes permettant d'appliquer des forces contrôlées lors du serrage des vis et de contre-couple évitant de fragiliser l'implant a considérablement réduit cette complication.[13]

McGlumphy et coll. (1992)[65] ont calculé les forces nécessaires à la rupture des moignons des principaux systèmes implantaires. Les implants sont inclus dans de l'aluminium et munis de leur moignon. Une prothèse test avec une extension de 18 mm est préparée, coulée et vissée pour chacun des moignons. Une force est appliquée à l'extrémité de l'extension jusqu'à la fracture complète du moignon.

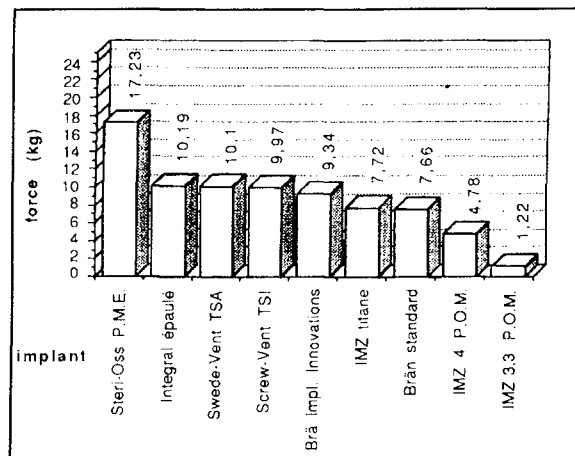


Fig. 79 : Tests de fracture du moignon (d'après McGlumphy et coll. (1992)[65])

Les moignons les plus résistants sont en alliage de titane (Steri-Oss, Intégral, Core-Vent), puis en titane commercialement pur (Branemark, IMZ titane), enfin les plus fragiles sont ceux en polyoxyméthylènes (POM).

Leur efficacité est de plus contestée par Holmes et coll. (1992)[45] qui démontrent, par la méthode des éléments finis, que la transmission des contraintes est identique avec un moignon en POM ou en titane.

6.2.4. Fracture d'un pilier scellé

Selon Bert Marc (1994)[9], c'est une complication majeure. La fracture au ras de l'implant d'un moignon scellé **impose systématiquement la dépose de l'implant et son remplacement.**

Cette considération a conduit à contre indiquer les moignons scellés au profit des moignons vissés ou transvissés qui permettent toujours de revenir au filetage initial quel que soit le problème rencontré.

6.2.5. Desserrment des vis de prothèse et de pilier

En prothèse unitaire, Jemt et coll. (1991)[48], pour 107 implants, relèvent des desserremments de la vis de prothèse pour 17 implants au contrôle de la première semaine, pour 7 au premier mois, pour 5 au sixième mois et pour 5 implants au contrôle de la première année. Le total est de 34 desserremments pour 107 implants, soit dans 31,7 % des cas.

Selon Bo Rangert et Franck Renouard (1999)[82] quatre facteurs peuvent être à l'origine d'un dévissage répété :

- Mauvaise adaptation de la travée implantaire.
- Non contrôle du serrage des vis. Il est nécessaire, après la mise en place des prothèses définitives, de revoir le patient 2 semaines après pour vérifier le serrage des vis (cf fig.81). Le plus souvent, les pièces s'étant rodées, il est possible de resserrer.
- Interférence occlusale.
- Présence d'un ou plusieurs facteurs de risques cités précédemment.

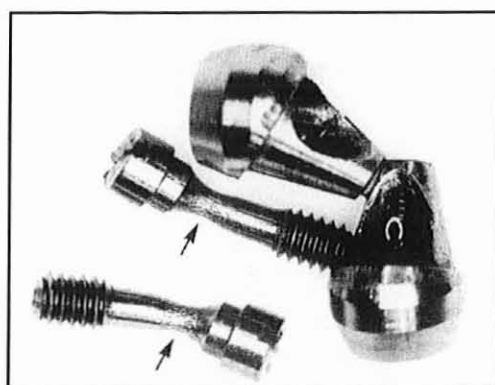


Fig. 80: Exemple de torsion des vis de pilier chez un patient présentant un contexte occlusal défavorable lié à une orientation très linguale des implants. Les flèches indiquent les zones de contraintes au niveau cervical des vis. [80]

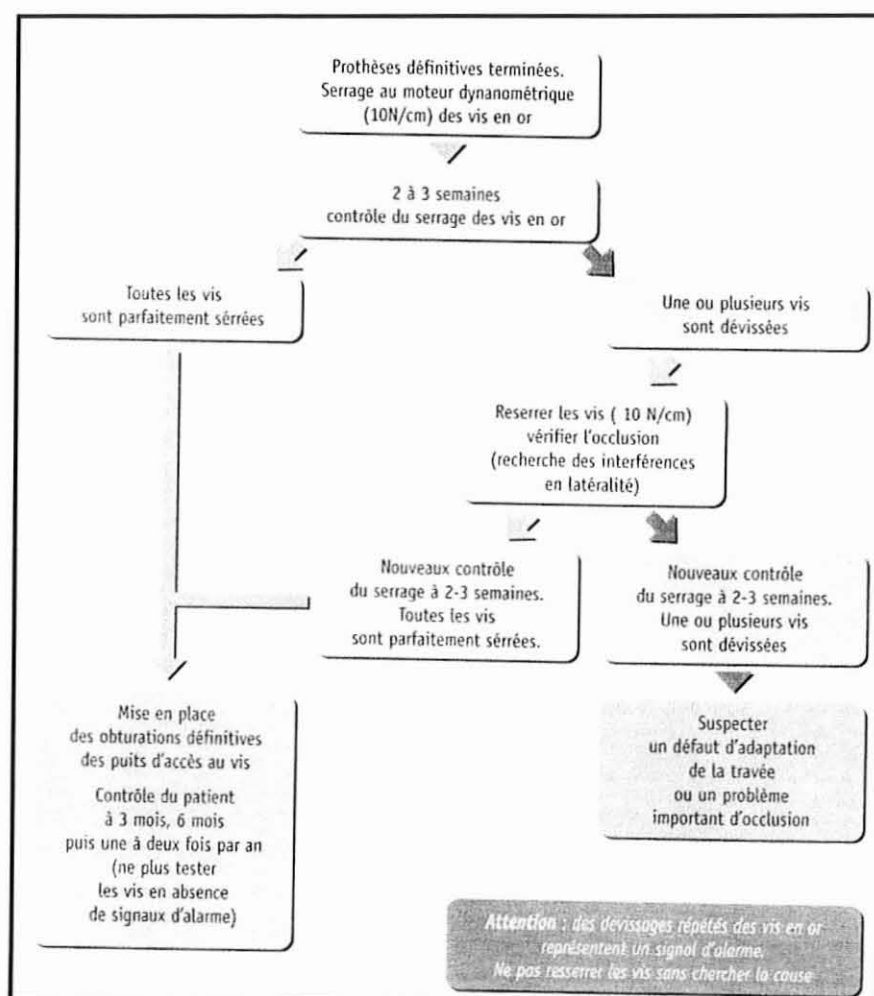
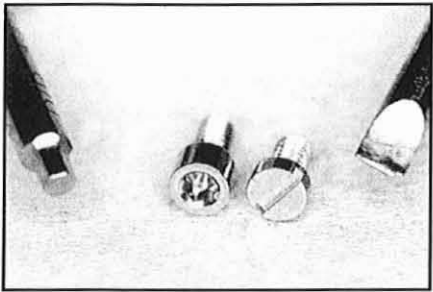


Fig.81 : Chronologie de contrôle du serrage des vis en or après la pose de la prothèse selon Rangert et Renouard (1999)[82]

Les systèmes implantaire récents comprennent un **contrôleur de couple de serrage**, un tournevis mécanique à monter sur un contre-angle réducteur de vitesse.

De plus les vis à puits central carré ou hexagonal interne permettent une meilleure efficacité du tournevis, donc des couples de serrage plus importants :Fig. [9] :



Le couple optimal de serrage de différents systèmes est résumé dans le tableau suivant [13]:

	vis en or de prothèse	vis de pilier Standard	vis de pilier EsthéticOne	vis de pilier Angulé	vis de pilier MirusCone	vis de pilier CeraOne	vis de pilier TiAdapt	vis de pilier CerAdapt	vis de pilier AurAdapt	vis de pilier boule
Couple de serrage Implant Base Etroite	10 N-cm	20 N-cm		idéalement 20 N-cm ¹	20 N-cm	20 N-cm	20 N-cm		20 N-cm	
Couple de serrage Implant Base Standard	10 N-cm	20 N-cm	20 N-cm	idéalement 20 N-cm ¹	20 N-cm	32 N-cm	32 N-cm	32 N-cm	32 N-cm	20 N-cm
Couple de serrage Implant Base Large	20 N-cm				32 N-cm	45 N-cm	45 N-cm		45 N-cm	

Si l’option prothèse scellée est retenue, d’après Renouard (1999)[80], il est impératif d’avoir un parfait serrage des vis de pilier. La qualité de serrage doit rejoindre celle obtenue avec les vis de pilier en or (piliers CeraOne, CerAdapt, TiAdapt ou AurAdapt) en utilisant le **contrôleur de couple** déjà évoqué avant. Le cas échéant, il faut considérer la situation comme étant à risque dans la mesure où, en cas de dévissage, le resserrage de la vis de pilier est une intervention complexe.

Toujours d’après Renouard (1999)[82], **la recherche de la cause de dévissage est impérative**. En effet resserrer sans cesse une vis sans modifier une des étiologies risque d’aboutir à une complication plus importante, telle que la fracture de l’implant. Il ajoute que dans la mesure où il est difficile de tester la qualité du scellement et que la détection des signaux d’alarmes est plus délicate, **il est déconseillé de choisir l’option prothèse scellée chez des patients présentant un contexte occlusal défavorable**.

6.2.6. Usure des faces occlusales

Marc Bert (1994)[9] indique que l'utilisation de dents en résines ou en composite pour les faces occlusales, entraîne à terme une usure ne permettant pas d'assurer la stabilité occlusale de la réhabilitation prothétique.

Cette usure est fonction de :

- Nature des dents antagonistes (usure plus rapide lorsque celles-ci sont des dents naturelles ou de la céramique, plus lente en face de dents de même nature ou en face d'une prothèse amovible).
- Augmentation de la puissance manducatrice.(cf Fig.64)
- Parafunctions éventuelles du patient.

CONCLUSION.

L'implantologie s'est considérablement développée au cours de ces vingt dernières années avec des résultats cliniques probants. Cette évolution favorable fait des implants un moyen thérapeutique qui ne doit donc pas être occulté. A ce titre, l'implantologie est devenue une discipline à part entière en dentisterie. Même si tous les cas doivent être envisagés de manière propre ; il n'en reste pas moins qu'un certain nombre de principes généraux, que nous avons essayé de préciser ici, peuvent être dégagés et appliqués.

La connaissance de ces règles biomécaniques est essentielle pour obtenir des résultats constants au niveau des restaurations.

Ces considérations suivent pour une large part des règles de mécanique simples basées sur le principe du bras de levier. La difficulté du traitement implantaire ne réside pas dans la compréhension de ces règles mais dans l'établissement d'un plan de traitement les intégrant. Il faut souligner ici l'importance du dialogue entre le praticien implantologiste et le praticien prothésiste qui déterminera les compromis envisageables (impératifs chirurgicaux et prothétiques) et leurs répercussions sur le système prothèse- implant- tissu osseux :

- Le tissu osseux : il est caractérisé par trois paramètres : volume, densité et qualité. Il est primordial de le prendre en considération aussi bien lors de la conception que de la réalisation de la prothèse.
- Les implants :
 - Le nombre et la répartition sont des paramètres biomécaniques incontournables.
 - Les angulations des implants doivent être évitées autant que faire se peut pour permettre une distribution des charges selon le grand axe des implants.
 - Un diamètre implantaire adapté permet d'optimiser le résultat esthétique et le profil d'émergence.
- La prothèse :
 - Il faut veiller tout particulièrement à respecter l'adaptation passive de l'infrastructure sur le pilier.
 - Les extensions doivent être établies en tenant compte du nombre d'implants insérés, de leur dimensions, de la qualité de l'os au niveau des sites d'implantation.
 - Le choix du schéma occlusal et de l'anatomie occlusale doivent permettre d'éviter toute surcharge au niveau des implants et minimiser les moments de torsion.
 - Le choix des composants prothétiques est capital pour optimiser le résultat tant au niveau esthétique que biomécanique. Ce choix doit être réfléchi dès le début du plan de traitement en gardant à l'esprit que le positionnement implantaire reste le critère majeur du succès de la réhabilitation.

Ces différents principes biomécaniques ont un but commun : préserver l'ostéointégration des implants obtenue au préalable par la mise en nourrice de ces derniers pendant un délai de quatre à six mois. Bert (2000)[11], indique qu'il n'existe actuellement aucun protocole défini ou ayant fait l'objet d'un consensus pour la mise en charge immédiate des implants. Les principes énoncés ici, ne sont donc pour l'instant pas applicable pour cette technique. Bert ajoute qu'il semble que la plus grande prudence soit de mise pour cette technique qui, sur un plan juridique, correspondent à des données nouvelles certes, mais pas aux données acquises de la science.

En tout état de cause, les données rapportées ici, restent qualitatives. De nombreuses années de recherche dans ce domaine encore jeune qu'est la biomécanique de la prothèse implantaire, seront nécessaires afin d'obtenir des données quantitatives.



BIBLIOGRAPHIE.

1. Adell R., Lekholm U., Rockler B., Branemark PI. A 15 year study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. *Int. J. Oral Surg.*, 1981, 10 : 387-416.
2. Albrektsson T., The response of bone to titanium implants. *CRC Critical Rev. Biocompatibility*, 1985, 1 : 53.
3. Arcan M., Zandman F. A method for in vivo quantitative occlusal strain and stress analysis. *J. Biomechanics*, 1984, 17 (2) : 67-79.
4. Aubry B., Babel L., Durand M. Conceptions mécaniques des infrastructures de bridge. *Art Tech. Dent* 1991 ; 2 : 147-153.
5. Bates JF., Stafford GD., Harrison A. Masticatory function ; a review of the literature : Part II. *J. Oral Rehabil.*, 1975, 2 : 349-361.
6. Bellaiche N. Le logiciel Simplant : la simulation implantaire au cabinet de praticien. *Proth. Dent.* 1997 ; 129 :25-30.
7. Bennani V., Alexandre Baudoin C. Esthétique et profil d'émergence en implantologie. Paris : CdP, 2000.- 116p.
8. Bennani V., Serre D. A radiologic stent for a quick and precise bone height analysis. *J. Prosth. Dent.* 2000, 83: 480-481.
9. Bert M. Complications et échecs en implantologie. Paris : CdP, 1994.- 210p.
10. Bert M. Les implants lames. *Actual. Odonto-stomatol.*, 1987, 159 : 507-520.
11. Bert M. Mise en charge immédiate. *Implant*, 2000 ; 6 : 297-299.
12. Bert M. Organisation des faces occlusales des prothèses scellées sur des points d'appui implantés. *Cah. Prothèse*, 1984, 46:79-89.
13. Bert M., Les fractures en implantologie. *Alternatives*, 2000, 5 : 54-55.
14. Bert M., Missika P. Les implants ostéointégrables. Paris : CdP, 1992.- 410p.
15. Borel J.C., Morenas M, et Gourdon AM. Principes généraux des bridges. *Enc. Méd. Chir. (Paris), Stomatologie 2*, 23270 A¹⁰, 1984,12.
16. Bränemark P.I., Zarb G.A. et Albrektsson T. Prothèses ostéointégrées :l'ostéointégration en pratique clinique. Paris : CdP, 1988.- 352p.
17. Brunski J.B., Hipp JA. In vivo forces on dental implants : hard-wiring and telemetry methods. *J. Biomechanics*, 1984, 17 : 857.
18. Brunski J.B., Hipp JA. In vivo forces on endosteal implants : a measurement system and biomechanical considerations. *J. Prosth. Dent*, 1984, 51 :82.
19. Brunski J.B., Moccia A.F., Pollack S.R., Korostoff F., Trachtenberg D.I., The influence of functional use of endosseous implants on the tissue-implants interface. Part 1 : Histological aspects. *J. Dent. Res.*, 1979, 58 : 19-53.
20. Brunski JB. Biomechanics of oral implants : future research directions. *J Dent Educ.*, 1988, 52 :775-787.
21. Cameron H.U., Pilliard R.M., Weatherly G.C. The effect of movement on the bonding of porous metal bone. *J. Biomed. Mater. Res.*, 1973, 7: 301.
22. Caputo A. Biomécanics in clinical dentistry. In : Caputo A. et StandleeJP, eds. *Biomechanics*. Chicago : Quintessence, 1985.

23. Carlson G.E., Haraldson T. Functional response. In : Tissue integrated protheses, Osseointegration in clinical dentistry., P-I Branemark, G. Zarb and Albrektsson, Eds., Chicago : Quintessence, 1985, pp.155-163.
24. Carr A.B., Laney W.R. Maximum occlusal force levels in patients with osseintegrated oral implant protheses and patients with complete dentures. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 1987, 2 (2) : 101-108.
25. Chapman R.J. Principles et occlusion for implant protheses : Guidelines for position, timing, and force of occlusal contact. Quintessence Int., 1989, 20 : 473-480
26. Charrier J.L., Gaudy J.F., Renouard F., Girot G. Indications des implants en prothèse : les éléments préliminaires. Entretiens de Bichat, Paris, 1991 : 75-79.
27. Chiche F., Missika P. Le traitement des édentements unitaires. Alternatives, 2000 ; 5 : 37-41.
28. Clayton et Simonet. Occlusion en prothèse ostéointégrée. Cah Prothèse 1990 ; 72 :114-138.
29. Craig R.G. Restorative dental materials. Saint-Louis : Mosby, 1980, pp. 60-61.
30. Davarpanah M., Martinez H., Kébir M., Tecucianu J.F. Manuel d'implantologie clinique. Paris CdP, 1999.- 338p.
31. Davarpanah M., Martinez H., Jansen C. Comment réussir le profil d'émergence implantaire. Alternatives, 2000, 5 : 71-75.
32. Davarpanah M., Martinez J.F., Tecucianu, Celletti R. Le choix du diamètre implantaire. J. Parodont. Implant. Oral., 1998, 4 : 417-430.
33. Davis D.D., Zarb G.A., Yong-Lie C. Studies on framework for osseointegrated protheses : Part 1. The effect of varying the supporting abutments. In. J. Oral Maxillofac. Implants, 1998, 3 :195-201.
34. Drouhet G., Antoun H. Les édentements complets mandibulaires. Alternatives, 1999, 3 : 27-32.
35. Fenton A.H. Occlusal thickness perception of patients with osseointegrated implant bridges. J. Dent. Res. 1981 ;60 :419.
36. Formiggini M.S. ; Méthode personnelle d'implants alloplastiques endo-osseux à spirales métalliques. Schweiz. Monatsschr. Zahnmed., 1958, 10 : 906-910.
37. French A.A., Bowles C.Q., Parham P.L. et coll. Etudes comparatives des contraintes péri-implantaires transmises par quatre implants disponibles dans le commerce. Rev. Int. Parodont. Dent. Rest. 1989, 9 : 220-230.
38. Fromentin O. Le traitement implanto-prothétique de l'édentement de l'édentement complet maxillaire. Alternatives, 1999, 4 : 35-38.
39. Glantz P.O. Aspects of prostodontic design. In : Bränemark P.I., Zarb G., Albrektsson T., eds. Tissue Integrated Protheses. Osseointegration in clinical dentistry. Chicago : Quintessence 1985 :329-332.
40. Graff H., Grassle H., Aeberhard H.J. A method for measurement of occlusal forces in three directions. Helv. Odont. Acta, 1974, 18 : 7-11.
41. Grunder U., Strub J.R. Implant-supported suprastructure design. Int. J. Periodont. Rest. Dent. 1990, 9 :341-354.

42. Hannam A.G. Periodontal mechanoreceptors. In : Anderson DJ. Et Matthews B, eds. Mastication. Bristol : Wright, 1976 :42-49.
43. Haraldson T., Carlson G.E., Ingervall B. Fonctionnal state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implants bridges. Acta Odontol. Scand., 1979, 37 :195.
44. Holmes D.C., Grigsby W.R., Goel V.K., Keller J.C. : Comparison of stress transmission in the IMZ implant with polyoxymethylene or titanium intramobile element : a finite element stress analysis. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 1992, 7 : 450-458.
45. Hoshaw S.J., Brunski J.B., Cochran G.V.B., Theories of bone remodeling applied to loaded dental implants., J. Dent. Res., 1992, 71 : 255.
46. Hue O. Manuel d'occlusodontie. Paris : Masson, 1992.
47. Jacobs R., Van Steenberghe D. Comparative evaluation of the oral tactile function by means of teeth or implants supported prostheses. Clin. Oral Implants. Res., 1991, 2 :75-80.
48. Jemt T., Laney W.R., Harris D., Henry P.J., Krogh P.H.J., Polizzi G., Zarb G.A., Herrmann I. Osseointegrated implants for single tooth replacement : a 1-year report from multicenter prospective study. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 1991, 6 :29-36.
49. Johnsson K., Hansson A., Granstrom G., Jacobsson M., Tureson I. The effects of hyperbaric oxygenation on bone-titanium implant interface strength with and without onreceding irradiation. Int J Oral Maxillofac Implants 1993 ; 8 :415-419.
50. Juillet JM. Implant tridimensionnel : techniques et avantages. Inf. Dent., 1974, 56 : 131-145.
51. Kallus T., Bessing C. Loose gold screw frequently occur in full arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. Int. J. Oral Maxillofac. Implants 1994, 9 : 169-178.
52. Kay H.B. Free-standing versus implant-tooth-interconnected restorations : understanding the prosthodontic perspective. Int. J. Periodont. Rest. Dent. 1993 ;13 :47-69.
53. Klinberg I. Influences of temporomandibular articular mechanoreceptors on functional jaw movements. J. Oral. Rehabil. 1980 ;7 :307-315.
54. Komiyama Y. Clinical and research experiences with osseointegrated implants in Japan. In : Albrektsson T et Zarb G, eds. The branemark osseointegrated implant. Chicago : Quintessence, 1989.
55. Lazzara R.J. Criteria for implant selection : surgical and prosthetic. Pract. Periodont. Aesthet. Dent. 1994, 6 :55-62.
56. Lazzara RJ, Porter SS, Testori T, Galante J, Zetterquist L. A prospective multicenter study evaluating loading of osseointegrated implants two months after placement : one year result. J. Esth. Dent. 1998 ; 10 :280-289.
57. Le Gall M.G., Lauret J.F., Saadoun A.P. Quelle occlusion en prothèse sur implants ? Les Cah. Proth., 2000, 110 : 7-19.
58. Lekholm U., Zarb G.A. Sélection du patient et préparation. In :Bränemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Prothèses ostéointégrées. Paris : CdP 1985.-352p.
59. Linden RWA. Periodontal mechanoreceptor and their fonctions. In Taylor A., ed. Neurophysiology of the jaws and teeth. Londres : Mcmillan Press, 1990 :52-96.

60. Lucchini J.P., Jenny R., Blanchet E., Machini M. Le système Procera en implantologie. *Implants*, 2000 ; 6 : 179-185.
61. Lundgren D, Laurell L, Falk J et Ericss I. Distribution of occlusal forces in a dentition unilaterally restored with a bridge construction supported on osseointegrated implants. In : Vansteenbergh D, Albrektsson T, Branemark PI et coll, eds. *Tissue integration in oral and maxillofacial reconstruction*.
62. Lundgren D., Laurell L., Falk H., Bergendal T. Occlusal force pattern during mastication in dentitions with mandibular fixed partial dentures supported on osseointegrated implants. *J. Prosth. Dent.*, 1987, 58: 197-203.
63. Lundquist S. et Haraldson T. Occlusal perception of thickness in patients with bridges on oral implants. *Scand. J. Dent. Res.* 1984 ; 92 :88-92.
64. Martignoni M., Schönenberg A. Precision fixed prosthodontics : clinical and labortory aspects. Chicago : Quintessence, 1993.-580p.
65. McGlumphy, E.A., Robinson D.M., Mendel D.A. Implants superstructures : a comparison of ultimate failure force. *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants*, 1992, 7 : 35-39.
66. Meredith N. On clinical measurement of implant stability and osteointegration. Phd Thesis, Goteborg 1997.
67. Misch C.E. Contemporary implant dentistry. St Louis : Mosby, 1993.-779p.
68. Misch C.E. et Bidez N.W. Implant-protected occlusion. *Pract. Periodont Aesthetic Dent.*, 1995, 7 : 25-29.
69. Missika P. Indications des implants. *Chir. Dent. Fr.*, 1988, 444 : 37-39.
70. Morris ML. Artificial crown contours and gingival health. *J. Prosth. Dent.*, 1962, 12 :1146-1156.
71. Moulin P., Betito M. Contraintes occlusales en prothèse conjointes supra-implantaire : la gestion prothétique. *Cah. Prothèse*, 1997, 99 : 32-40.
72. Muhlbradt L., Ulrich R., Mohlmann H. et Schmid H. Mechanoperception of natural teeth versus endosseous implants by magnitude estimation. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 1989 ;4 :125-130.
73. Palacci P., Ericsson I. Esthétique et implantologie. Paris : Quintessence, 2001.-227p.
74. Palacci P., Ericsson I., Engstrand P., Rangert B. Optimal implant positioning and soft tissu management for the Bränemark system. Chicago : Quintessence, 1995.-83p.
75. Parfitt G. Measurement of the physiological mobility of individual teeth in a axial direction. *J. Dent. Res.*, 1960 ; 39 :608-615.
76. Pietrobon N., Glauser R., Michel R., Scharer P. Matériaux cosmétique céramique ou résine en prothèse fixée implanto-portée ? *Alternatives*, 2000, 5 : 66-70.
77. Rangert B. Biomécanique des implants de Branemark. *Implant*, 1995, 1 : 63-72.
78. Rangert B., Jemt T., Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 1989, 4 : 241-247.
79. Rateitschak K.H. et Rateitschak E.M. Atlas de parodontologie. Paris : Flammarion, 1996.-320p.
80. Renouard F, Rangert B. Facteurs de risque et traitement implantaire. Evaluation clinique et approche rationnelle. Paris :Quintessence, 1999.-179p.

81. Renouard F. Evaluation de la densité et de la qualité osseuse. *Alternatives*, 1999, 3 :67-72
82. Renouard F., Rangert Bo. Evaluation des risques de desserrage des vis de prothèse et de pilier. *Alternatives*, 1999, 2 :56-57.
83. Richter E.J. In vivo forces implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*. 1995, 10 : 99-108.
84. Riegert M.R., Mayberry M et Brose M.O. Finite element analysis of 6 endosseous implants. *J. Prosth. Dent*. 1990, 63 : 671-676.
85. Robbiani E. Connexion dent-implant : une évaluation clinique sur quinze ans. *Les Cah. Prothèse*, 2001, 115 : 30-31.
86. Roberts W.E., Turley P.K., Brezniak N., Fiedler P.J. Bone physiology and metabolism. *CDA J.*, 1987, 15 : 54-63.
87. Romerowski J., Bresson G. Anatomie dentaire fonctionnelle : relations statiques. Paris : CdP, 1988.-50p.
88. Rudd K. Horizontal tooth mobility in carefully sceened subjects. *Périodontics* 1964 ;2 :65-68.
89. Salama Y., El Jaffali K. Evaluation des problèmes esthétiques en prothèse implanto-portée. *Alternatives*, 1999, 2 :33-34.
90. Sarfati, Harter et Radiguet. Comportement biomécanique des piliers implantaires. *Actual. Odontostomatol*. 1996 ;195 :375-383.
91. Shillingburg H, Hobo S et Whitsett L. Bases fondamentales de prothèse fixée. Paris CdP, 1978.-453p.
92. Sennerby L., Meredith N. Diagnostic de la stabilité d'un implant par l'analyse de la fréquence de résonnance. *Implant* 1999 ; 2 :93-100.
93. Shackleton J.L., Carr L., Slabbert J.C.G., Becker P.J., Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever length. *J. Prosthet. Dent*. 1994, 71 : 23-23.
94. Skalak R. Aspects of biomechanical considerations. In : *Tissue integrated Protheses / P.I. Branemark, Zarb G and Albrektsson*, Chicago : Quintessence, 1985, 11 :117-128.
95. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prosthesis. *J. Prosth. Dent.*, 1985, 49 : 843-848.
96. Skinner E.W. Sciences des matériaux dentaires, 6^e éd. Paris : Prélât, 1971.-683p.
97. Tecucianu J.F., Davarpanah M. La décision en implantologie. *Communication Partenaires Santé*, 1991 : 61-64.
98. Touati B., Guez G. Optimisation du profil d'émergence et intégration gingivale en prothèse implantaire. *Inform. Dent.*, 2000, 5 : 297-308.
99. Toubol J.O. Quelques considérations logiques à propos de l'occlusion des prothèses agrégées sur implants. *Questions Odonto-Stomatol.*, 1985, 38 :155-159
100. Trevoux M. et Salama J.P. Etude des forces appliquées sur les implants et les dents dans le cadre d'une restauration implanto-dento-portée. *Art. Tech. Dent.*,1995, 6 : 23-33.
101. Trevoux M., Seban A., Lipowicz J. Le bilan pré-implantaire oral. *Art. Tech. Dent.*, 1991, 2 : 155-158.
102. Uththoff H.K. Mechanical factors affecting the holding power of screws in compact bone. *J. Bone Joint. Surg.*, 1973, 55 : 633-641.

103. Valentin. Analyse de la répartition des contraintes os-implant. Modélisation par les éléments finis. Cah. Prothèse 1990 ;72 :143-153.
104. Van Steenberghe D. A retrospective multicenter evaluation of the survival rate of osseointegrated fixtures supporting fixed partial prostheses in the treatment of partial edentulism. J. Prosthet. Dent.,1989, 61:217-223.
105. Zarb G.A., Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants : the Toronto study. Part 3 : problems and complications encountered. J. Prosthet. Dent., 1990, 64: 185-194.
106. Zark B. Photoelastische analysis in der orthodontischen mechanik. Osterr. Z. Stomatol., 1935, 33 :22-37.

TABLE DES MATIERES.

Introduction.....	2
1. Historique [10, 30, 36, 50]	4
1.1. Période antique (avant JC à 1000 après JC)	
1.1.1. Localisation géographique :	
1.1.2. Matériaux utilisés :	
1.1.3. Particularité :	
1.2. Période médiévale(1000 à 1800)	
1.2.1. Localisation géographique :	
1.2.2. Matériaux utilisés :	
1.2.3. Particularité :	
1.3. Période fondamentale(1800 à 1910)	
1.3.1. Localisation géographique :	
1.3.2. Matériaux utilisés :	
1.3.3. Particularité :	
1.4. Période prémoderne(1910 à 1930)	
1.4.1. Localisation géographique :	
1.4.2. Matériaux utilisés :	
1.4.3. Particularité :	
1.5. Période moderne (1930 à 1978)	
1.5.1. Localisation géographique :	
1.5.2. Matériaux utilisés :	
1.5.3. Particularités :	
1.6. Période contemporaine (ostéointégration)	
1.6.1. Localisation géographique	
1.6.2. Matériaux utilisés	
1.6.3. Développement du concept de l'ostéointégration	
2. Bases fondamentales de biomécanique	11
2.1. Définition de la biomécanique [96]	
2.2. Eléments de propriétés mécaniques [22, 96]	
2.2.1. Contrainte	
2.2.2. Déformation	
2.3. Principes et techniques d'analyses des contraintes	
2.3.1. Techniques théoriques : l'analyse par éléments finis (F.E.A) ou modélisation par éléments finis (F.E.M)	
2.3.2. Techniques expérimentales	
3. Biomécanique de la mastication	18
3.1. En denture naturelle	
3.1.1. La dent naturelle et son ligament parodontal	
3.1.2. Forces de morsure et données relatives	
3.2. Chez les porteurs de prothèses implantaires fixées	
4. Biomécanique du système prothèse – implant – tissu osseux	30
4.1. Implant et ostéointégration	
4.1.1. Ostéointégration et physiologie osseuse [30]	
4.1.2. Facteurs déterminants l'ostéointégration	
4.1.3. La proprioception	
4.2. Le tissu osseux	

4.2.1. Volume osseux [81].....	
4.2.2. La densité osseuse	
4.2.3. La qualité osseuse.....	
4.2.4. Conclusion[81]	
4.3. Nature de la reconstitution prothétique	
4.3.1. Matériau cosmétique en prothèse fixée implanto-portée [76].....	
4.3.2. L'infrastructure[41, 76]	
4.3.3. Biomécanique des bridges : principes mécaniques	
4.3.4. Morphologie des prothèses conjointes supra-implantaire	
4.3.5. Mode de fixation de la prothèse : vissée et scellée [30].....	
4.4. Biomécanique de l'implant.....	
4.4.1. Modèles de prédiction des charges sur les implants.....	
4.4.2. Le transfert des contraintes vers l'interface	
4.4.3. Signification biologique du transfert des contraintes à l'interface.....	
5. Considérations prothétiques	81
5.1. Examen prothétique pré-implantaire.....	
5.1.1. Modèles d'étude, mise en articulateur et projet prothétique [14, 26, 69, 97].....	
5.1.2. Examen occlusal pré-implantaire [14, 26, 101]	
5.1.3. Analyse esthétique pour les édentements antérieurs [30].....	
5.2. Critères de succès d'une restauration implantaire	
5.2.1. Définition du profil d'émergence en prothèse fixée conventionnelle [7].....	
5.2.2. Intérêt du concept de profil et de point d'émergence implantaire	
5.2.3. Spécificité de l'implant en tant que support prothétique et choix du diamètre implantaire	
5.2.4. Position de l'implant dans le plan mésio-distal	
5.2.5. Positionnement de l'implant dans le plan vestibulo-lingual	
5.2.6. Positionnement vertical de l'implant.....	
5.2.7. Nombres d'implants par rapport à l'étendue mésio-distale de l'édentement [32]...	
5.3. Occlusion en prothèse sur implant	
5.3.1. Montage prévisionnel et choix du schéma occlusal	
5.3.2. Nécessité d'une approche fonctionnelle [57].....	
5.4. Edentement unitaire [30]	
5.4.1. Indications.....	
5.4.2. Secteur antérieur.....	
5.4.3. Secteurs postérieurs.....	
5.5. Edentement partiel	
5.5.1. Indications implantaires [30]	
5.5.2. La connexion dent-implant	
5.5.3. Résilience dent-implant	
5.5.4. Cas particulier des secteurs postérieurs.....	
5.6. Edentement total	
5.6.1. Indications implantaires [30]	
5.6.2. Options thérapeutiques [30].....	
5.6.3. Dessins prothétiques	
6. Les problèmes structurels en prothèse implantaire fixée	109
6.1. Les facteurs de risques biomécaniques	
6.1.1. Facteur de risque occlusal.....	
6.1.2. Facteurs de risque géométrique.....	

6.2. Les complications en prothèse implantaire fixée.....	
6.2.1. Fracture de l'armature	
6.2.2. Fracture de la vis de prothèse.....	
6.2.3. Fracture de la vis de pilier ou du pilier.....	
6.2.4. Fracture d'un pilier scellé.....	
6.2.5. Desserrement des vis de prothèse et de pilier	
6.2.6. Usure des faces occlusales.....	
Conclusion.....	124



RICHARD (Olivier) .- Aspects biomécaniques de la prothèse implantaire fixée.- Nancy, 2002 : f. : ill. ; 30 cm

Th. : Chir.-Dent. : Nancy :2002

Mots-clés : Implants
Prothèse
Ostéo-intégration
Biomécanique

De brefs rappels historiques sont évoqués dans la première partie.

Des notions de base de biomécanique, ainsi que des explications succinctes à propos des techniques d'analyse des contraintes, sont développées dans la deuxième partie.

Dans la troisième partie, les données actuelles sur les niveaux de force en bouche sont rappelées : en denture naturelle et chez les porteurs de prothèses implantaires fixées.

La quatrième partie concerne les conséquences de ces forces sur le système prothèse-implant-tissu osseux, à travers quelques modèles de prévisions théoriques et quelques exemples d'analyses expérimentales.

La cinquième partie décrit les spécificités en prothèse implantaire fixée selon le type d'édentement.

La sixième partie fait état des facteurs de risques biomécaniques et des complications en prothèse implantaire fixée.

JURY :	Président : M. J.-P. LOUIS	Professeur des Universités
	Juge : M. A. FONTAINE	Professeur 1 ^{er} grade
	Juge : <u>M. J. SCHOUVER</u>	Maître de conférences
	Juge : M. J. LIBERMAN	Ex Assistant Hospitalier Universitaire

Adresse de l'auteur : Olivier RICHARD
74, rue de la justice
54710 LUDRES

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Jury : Président : J.P. LOUIS – Professeur des Universités
Juges : A. FONTAINE – Professeur de 1^{er} Grade
J. SCHOUVER – Maître de Conférences des Universités
J. LIBERMAN – Ex Assistant Hospitalier Universitaire

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

présentée par: Monsieur RICHARD Olivier

né(e) à: NANCY (Meurthe-et-Moselle)

le 03 avril 1972

et ayant pour titre : «Aspects biomécaniques de la prothèse implantaire fixée. »



Le Président du jury,

J.P. LOUIS

Le Doyen,
de la Faculté de Chirurgie Dentaire



Autorise à soutenir et imprimer la thèse

NANCY, le 14 février 2002 n° 1262

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



RICHARD (Olivier) : Aspects biomécaniques de la prothèse
implantaire fixée.- Nancy, 2002 : 1 f. ill. ; 30 cm

Th. : Chir.-Dent. : Nancy :2002

Mots-clés : Implants
Prothèse
Ostéo-intégration
Biomécanique

De brefs rappels historiques sont évoqués dans la première partie.

Des notions de base de biomécanique, ainsi que des explications succinctes à propos des techniques d'analyse des contraintes, sont développées dans la deuxième partie.

Dans la troisième partie, les données actuelles sur les niveaux de force en bouche sont rappelées : en denture naturelle et chez les porteurs de prothèses implantaires fixées.

La quatrième partie concerne les conséquences de ces forces sur le système prothèse-implant-tissu osseux, à travers quelques modèles de prévisions théoriques et quelques exemples d'analyses expérimentales.

La cinquième partie décrit les spécificités en prothèse implantaire fixée selon le type d'édentement.

La sixième partie fait état des facteurs de risques biomécaniques et des complications en prothèse implantaire fixée.

JURY :	Président : M. J.-P. LOUIS	Professeur des Universités
	Juge : M. A. FONTAINE	Professeur 1 ^{er} grade
	Juge : M. J. SCHOUVER	Maître de conférences
	Juge : M. J. LIBERMAN	Ex Assistant Hospitalier Universitaire

Adresse de l'auteur : Olivier RICHARD
74, rue de la justice
54710 LUDRES