

UNIVERSITÉ DE NANTES

UNITÉ DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

**LES GRANDES RECONSTITUTIONS FIXES
IMPLANTO-PORTÉES NON SCELLÉES.**

Année : 2010

N°:5

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE
DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

présentée

et soutenue publiquement par

Nicolas ROUMILHAC

Né le 24 Novembre 1985

Le jeudi 04 février 2010 devant le jury ci-dessous

Président Monsieur le Professeur Olivier LABOUX

Assesseur Monsieur le Docteur Yves AMOURIQ

Assesseur Monsieur le Docteur Afchine SAFFARZADEH

Directeur de Thèse : Monsieur le Docteur Alain HOORNAERT

Sommaire

1. INTRODUCTION.....	6
2. GENERALITES SUR LA PROTHESE IMPLANTAIRE	8
2.1. LES DIFFERENTES OPTIONS PROTHETIQUES EN IMPLANTOLOGIE	8
2.1.1. LA PROTHESE FIXE.....	9
2.1.1.1. La prothèse scellée.....	9
2.1.1.1.1. Les faux moignons scellés.....	9
2.1.1.1.2. Les faux moignons vissés.....	9
2.1.1.1.3. Les faux moignons transvissés.....	9
2.1.1.2. La prothèse vissée.....	10
2.1.1.2.1. Avec pièce intermédiaire.....	10
2.1.1.2.2. Sans pièce intermédiaire.....	10
2.1.1.2.3. Sur infrastructure transfixée.....	10
2.1.2. LA PROTHESE AMOVIBLE STABILISEE	10
2.1.2.1. Les barres d'ancrage.....	10
2.1.2.2. Les attachements type « bouton-pression ».....	11
2.1.2.3. Les attachements magnétiques.....	11
2.2. LA CONNEXION IMPLANTAIRE	11
2.2.1. DEFINITION	11
2.2.2. LES DIFFERENTES FORMES	12
2.2.2.1. Connexion externe hexagonal.....	12
2.2.2.1.1. Hexagone externe type Bränemark.....	12
2.2.2.2. Connexion interne.....	12
2.2.2.2.1. Connexion interne hexagonale.....	12
2.2.2.2.2. Cône morse.....	13
2.2.2.2.2.1. Cône morse pur.....	13
2.2.2.2.2.2. Cône morse modifié.....	13
2.2.2.2.3. Polygone interne.....	13
2.2.2.2.4. Le concept « Platform-switching ».....	13
2.2.3. LES EXIGENCES FONCTIONNELLES	14
2.2.3.1. L'usinage : précision d'adaptation.....	14
2.2.3.2. La résistance à la flexion.....	15
2.2.3.3. L'absence du jeu en rotation.....	17
2.3. CRITERES DE SUCCES EN IMPLANTOLOGIE.....	17
2.3.1. IMMOBILITE DE L'IMPLANT	17
2.3.2. ETAT DE L'OS ENVIRONNENT	18
2.3.3. ABSENCE D'UNE SYMPTOMATOLOGIE SUBJECTIVE	18
2.3.4. DUREE D'UTILISATION	18

3. LES GRANDES RECONSTITUTIONS PROTHETIQUES FIXES IMPLANTO-PORTEES	19
3.1. BIOMECHANIQUE DE LA PROTHESE IMPLANTAIRE.....	19
3.1.1. DEFINITION	19
3.1.2. PARTICULARITES DE LA PROTHESE IMPLANTO-PORTEES PAR RAPPORT A LA PROTHESE DENTO-PORTEE	20
3.1.2.1. <i>Différences de fonctionnement dent/implant</i>	20
3.1.2.1.1. <i>Mobilité comparée des dents et des implants</i>	21
3.1.2.1.1.1. <i>Mobilité axiale</i>	21
3.1.2.1.1.2. <i>Mobilité latérale</i>	21
3.1.2.1.1.3. <i>Centre de rotation</i>	22
3.1.2.1.2. <i>Perceptions comparées des dents et des implants</i>	22
3.1.2.1.3. <i>Forces occlusales maximales</i>	23
3.1.2.2. <i>Importance de la passivité de l'armature</i>	23
3.1.3. MISE EN CHARGE DES IMPLANTS.....	25
3.1.3.1. <i>Mise en charge axiale</i>	25
3.1.3.1.1. <i>Système homogène</i>	26
3.1.3.1.2. <i>Système hétérogène</i>	31
3.1.3.2. <i>Mise en charge horizontale</i>	34
3.1.3.3. <i>Répartition des contraintes sur l'implant</i>	36
3.1.3.3.1. <i>Influence du matériau occlusal</i>	36
3.1.3.3.2. <i>Influence du diamètre et de la longueur de l'implant</i>	37
3.1.3.3.3. <i>Influence de l'inclinaison, du positionnement apical et horizontal de l'axe implantaire</i>	38
3.2. PARAMETRES A PRENDRE EN COMPTE DANS LE CHOIX DE LA RECONSTITUTION PROTHETIQUE.....	39
3.2.1. L'OS ALVEOLAIRE	39
3.2.1.1. <i>Identification de la nature d'os</i>	39
3.2.1.2. <i>Classification de la densité osseuse</i>	40
3.2.1.2.1. <i>Classification de LEKHOLM et ZARB (1985)</i>	40
3.2.1.2.2. <i>Classification de MISCH (1990)</i>	41
3.2.1.2.3. <i>Classification de LINDH et coll (1996)</i>	43
3.2.1.3. <i>Evaluation des volumes osseux</i>	43
3.2.1.3.1. <i>Hauteur d'os disponible</i>	44
3.2.1.3.2. <i>Largeur d'os disponible</i>	44
3.2.1.3.3. <i>Longueur d'os disponible</i>	44
3.2.1.3.4. <i>Classification de l'os disponible selon MISCH</i>	44
3.2.2. RELATION SQUELETTIQUE	46
3.2.2.1. <i>Classe I</i>	46
3.2.2.2. <i>Classe II</i>	46
3.2.2.3. <i>Classe III</i>	47
3.3. DETERMINATION DES FACTEURS GEOMETRIQUES.....	48

3.3.1.	SURFACE PORTANTE ET NOMBRE D'IMPLANTS	48
3.3.2.	DIAMETRE DE L'IMPLANT	52
3.3.2.1.	<i>Profil d'émergence prothétique et anatomie de la dent à remplacer.....</i>	52
3.3.2.2.	<i>Espace disponible.....</i>	54
3.3.2.2.1.	<i>Espace mésio-distal</i>	54
3.3.2.2.2.	<i>Espace vestibulo-lingual disponible.....</i>	54
3.3.2.3.	<i>Qualité osseuse</i>	54
3.3.2.4.	<i>Critères biomécaniques.....</i>	55
3.3.3.	LONGUEUR DE L'IMPLANT	56
3.4.	CONCEPT OCCLUSAL EN PROTHESE IMPLANTO-PORTEES	56
3.4.1.	DEFINITION	56
3.4.2.	LES CONCEPTS OCCLUSO-PROTHETIQUE.....	57
3.4.2.1.	<i>Concept de la protection mutuelle.....</i>	57
3.4.2.2.	<i>Concept de l'occlusion bilatéralement équilibrée</i>	58
3.4.3.	CHOIX DU CONCEPT OCCLUSAL	60
3.4.3.1.	<i>Face à une arcade naturelle.....</i>	60
3.4.3.2.	<i>Face à une prothèse amovible complète (PAC).....</i>	61
3.4.3.3.	<i>Face à une prothèse implanto-portée.....</i>	61
4.	LES RECONSTITUTIONS IMPLANTO-PORTEES TRANSVISSEES	64
4.1.	GENERALITES	64
4.1.1.	AVANTAGES	64
4.1.2.	INCONVENIENTS.....	65
4.2.	LES DIFFERENTS DISPOSITIFS DE PROTHESES TRANSVISSEES	66
4.2.1.	PROTHESE A UN ETAGE TRANSVISSEE DIRECTEMENT A L'IMPLANT	67
4.2.2.	PROTHESE A UN ETAGE TRANSVISSEE A UN PILIER INTERNE DROIT OU ANGULE	68
4.2.3.	INDICATIONS ET LIMITES DES PROTHESES A UN ETAGE.....	72
4.2.4.	PROTHESE A DEUX ETAGES TRANSVISSEE A UN PILIER TRANSGINGIVAL.....	72
4.2.5.	INDICATIONS ET LIMITES DES PROTHESES A DEUX ETAGES	76
4.3.	DESSINS PROTHETIQUES	76
4.3.1.	BRIDGE COMPLET IMPLANTO-PORTE.....	76
4.3.2.	PROTHESE TOTALE FIXEE IMPLANTO-PORTEE	78
4.3.3.	ALL-ON-FOUR.....	81
4.3.3.1.	<i>Objectifs et intérêts.....</i>	81
4.3.3.2.	<i>Principes.....</i>	81
4.3.3.3.	<i>Limites et contre indications</i>	83
4.4.	SPECIFICITE MECANIQUE.....	84
4.4.1.	MECANIQUE DES VIS	84
4.4.1.1.	<i>Dynamique du vissage</i>	84

4.4.1.2.	<i>Test du demi tour</i>	86
4.5.	COMPLICATIONS.....	87
4.5.1.	COMPLICATIONS MECANQUES.....	87
4.5.1.1.	<i>Les fractures</i>	88
4.5.1.1.1.	<i>Fracture de l'implant</i>	88
4.5.1.1.2.	<i>Fracture du pilier</i>	88
4.5.1.1.3.	<i>Fracture des vis du pilier ou de la prothèse</i>	89
4.5.1.1.4.	<i>Fracture de la céramique</i>	89
4.5.2.	OCCCLUSION ET ESTHETIQUE	89
4.5.3.	COMPLICATIONS FONCTIONNELLES.....	90
4.5.3.1.	<i>Rétention alimentaire</i>	90
4.5.3.2.	<i>Complications phonétiques</i>	91
5.	CONCLUSION	92

1. INTRODUCTION

Les patients totalement édentés mono ou bi-maxillaire, vont constituer prochainement dans nos sociétés industrialisées un problème de santé publique majeur. La plupart des études prévoient un vieillissement des populations. En France, les plus de 65 ans représenteront un tiers de la population en 2035.

Une étude réalisée aux USA, prédit que le nombre de patients édentés qui vont avoir besoin d'une prothèse complète uni ou bi-maxillaire va augmenter jusque dans les années 2020. La réhabilitation prothétique d'un ou des maxillaires par prothèse conventionnelle ou par des prothèses implanto-portées sera donc un exercice quotidien pour les praticiens dans le futur.

La perte des dents chez des patients de tout âge est très souvent à l'origine non seulement de problèmes d'ordre physique mais aussi de sérieux troubles psychiques. Toute possibilité de compenser cette perte à l'aide d'un ancrage prothétique efficace représente pour le patient un rétablissement inestimable de sa qualité de vie.

Ainsi, afin de prodiguer des soins conformément aux données acquises de la science, la restauration du maxillaire au moyen d'implants endo-osseux doit faire partie aujourd'hui des solutions proposées à nos patients en première intention.

En prothèse fixée implanto-portée, deux possibilités s'offrent à nous : soit scellée, soit non scellée ou vissée. De par ce choix, plusieurs questions se posent : le vissage des prothèses est t'il plus fiable que le scellement ? Quels sont les avantages et les inconvénients de la prothèse implantaire vissée ? Quels sont les différents dispositifs de prothèses non scellées ? Peut on éviter le préjudice esthétique et occlusal lié à la présence des puits de vissage en face triturante ? Quels sont les facteurs à prendre en compte et les paramètres influençant le choix de la reconstitution ?

Il me semble intéressant, pour commencer ce travail, de donner la définition de l'implant rendue par la haute autorité de santé en juillet 2008:

« Les implants sont des dispositifs destinés à créer, au maxillaire ou à la mandibule des ancrages stables, résistants, efficaces, non iatrogènes, durables, sur lesquels s'adapte une prothèse amovible ou fixée en vue de redonner au patient partiellement ou complètement édenté, une fonction adéquate, un confort satisfaisant et une esthétique compatible avec toute fonction sociale ».

2. GENERALITES SUR LA PROTHESE IMPLANTAIRE

2.1. Les différentes options prothétiques en implantologie

Le but de l'implant est de permettre de restaurer une fonction disparue avec la perte des dents. Plusieurs options sont possibles et se divisent en deux grandes familles : fixe ou amovible. (Fig 1)

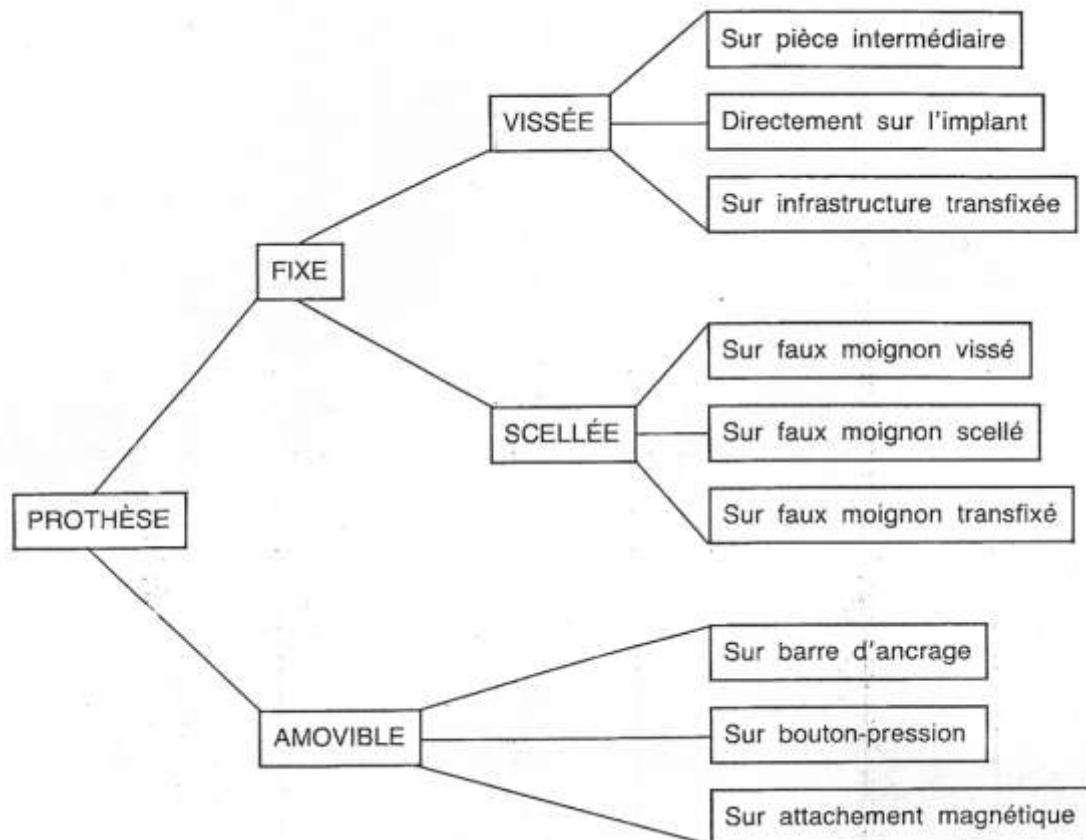


Fig 1: les différentes options prothétiques en implantologie d'après[36]

2.1.1. La prothèse fixe

Le terme « prothèse fixe » concerne les situations où la prothèse ne peut être démontée que par le praticien [36].

On distingue selon le type de connexion deux types de prothèses fixes : scellée ou vissée.

2.1.1.1. La prothèse scellée

La prothèse peut être scellée sur un faux moignon qui peut être scellé, vissé ou transvissé.

2.1.1.1.1. Les faux moignons scellés

Ils présentent comme avantages d'avoir un faible risque de descellement, à condition d'utiliser un ciment de scellement composite, et de ne pas avoir de risque de dévissage. L'inconvénient majeur est que l'étape de scellement nécessite beaucoup de rigueur clinique.

Ces faux moignons peuvent être en titane ou coulés, ils sont dans ce cas réalisés au laboratoire à partir d'une préforme calcinable.

2.1.1.1.2. Les faux moignons vissés

Il s'agit d'éléments en titane vissés à l'implant et dont le grand axe est le même que celui de l'implant. Ils présentent comme avantages d'avoir une mise en œuvre facile (pas d'étape de scellement). Les inconvénients liés à ce type de faux moignons sont que les erreurs de repositionnement sont possibles si la force de serrage est différente, et qu'ils sont contre indiqués en prothèse unitaire car l'ensemble couronne-faux moignon peut se dévisser.

2.1.1.1.3. Les faux moignons transvissés

Ils sont constitués d'un corps et d'une vis centrale qui transfixie celui-ci. Ils ont la particularité d'être faciles à manipuler et sont démontables.

2.1.1.2. La prothèse vissée

Cette prothèse peut être vissée sur une pièce intermédiaire, sur l'implant directement ou sur une infrastructure transfixée.

2.1.1.2.1. Avec pièce intermédiaire

Il s'agit d'un élément de jonction entre la prothèse et l'implant endo-osseux. Ces pièces intermédiaires peuvent être droites, cylindriques ou coniques et de hauteurs variables. Mais elles peuvent être aussi angulées, ce qui permet le vissage de la prothèse dans un axe différent de celui de l'implant.

2.1.1.2.2. Sans pièce intermédiaire

La prothèse est directement vissée sur l'implant, et de ce fait elle ne peut présenter une angulation par rapport à celui-ci. Ce système a pour objectif d'améliorer le résultat esthétique dans la région cervicale en éliminant le pilier intermédiaire métallique.

2.1.1.2.3. Sur infrastructure transfixée

Il s'agit d'une infrastructure vissée, soit directement sur les implants, soit sur des pièces intermédiaires, qui va secondairement recevoir la prothèse qui sera solidarisée à l'infrastructure par vissage.

2.1.2. La prothèse amovible stabilisée

Le terme « prothèse amovible » recouvre toutes les situations où la patient peut lui-même retirer sa prothèse [36].

Il existe différents moyens pour stabiliser la prothèse.

2.1.2.1. Les barres d'ancrage

Les barres d'ancrages sont vissées aux implants et reçoivent la prothèse qui vient se clipper dessus.

2.1.2.2. Les attachements type « bouton-pression »

Ces attachements peuvent être préfabriqués, ils sont le plus souvent vissés et démontables, ou scellés, dans ce cas ils sont inamovibles.

2.1.2.3. Les attachements magnétiques

Bien que séduisant sur le plan théorique, ce système est délicat à utiliser. L'inconvénient majeur de ce système est la rétention. Celle-ci est inversement proportionnelle à la distance comprise entre l'aimant et son support. Ainsi, tout espacement destiné à permettre de légers mouvements de la prothèse dans le sens vertical entraîne une diminution considérable de la rétention. Autre inconvénient, le problème de percement de l'attachement magnétique qui provoquerait des fuites de l'oxyde magnétique, nécessitant un coût de maintenance élevé. L'impact des forces magnétiques sur les tissus n'est pas non plus connu et pourrait entraîner une altération de ceux-ci.

2.2.La connexion implantaire

2.2.1. Définition

Il s'agit d'un emboîtement, entre une pièce mâle et une pièce femelle qui connecte le pilier prothétique au corps implantaire endo-osseux.

Lorsque l'emboîtement permet un positionnement précis et l'absence de toute rotation du pilier dans l'implant, on parle de système antirotationnel. Ce système doit permettre de transmettre les forces masticatoires, ne présenter aucun interstice afin de rester étanche aux micro-organismes, offrir une résistance à la rotation et ne pas subir d'incident mécanique [63].

Lorsque la pièce femelle se situe au niveau du pilier prothétique, la connexion est dite externe. Quand elle se situe au niveau de l'implant elle est dite interne.

2.2.2. Les différentes formes

2.2.2.1. Connexion externe hexagonale

C'est le dessin le plus fréquemment rencontré, ou du moins celui qui est connu depuis le plus longtemps. C'est Bränemark qui au début des années 80, va utiliser des implants à hexagone externe. Ce système va se développer jusqu'à ce qu'il crée des implants qui seront commercialisés par la société Nobel Biocare sous le nom de Bränemark Système. La morphologie de l'hexagone sera reprise par d'autres fabricants et désormais, on désigne ces implants par l'expression « implant type Bränemark ».

2.2.2.1.1. Hexagone externe type Bränemark

La surface prothétique de l'implant possède une forme de plateau surmontée en son centre d'un hexagone et associée à un pas de vis central. Le pilier est emboîté sur l'hexagone, il est vissé à l'aide d'une vis en or ou en titane.

2.2.2.2. Connexion interne

La connexion interne n'a pu se développer que lorsque d'autres matériaux tels que le titane de grade 4 ou de grade 5 ont été mis en œuvre car leur propriétés mécaniques permettaient de résister aux contraintes.

2.2.2.2.1. Connexion interne hexagonale

Celle-ci présente une forme d'hexagone interne. Ce type est plus simple que l'hexagone externe et facilite la manipulation prothétique. Cependant, l'intégration de cette géométrie à l'intérieur du col implantaire le fragilise. Des fractures ont été observées lorsque les implants étaient en titane pur, mais l'utilisation d'alliage de titane aux propriétés plus élevées a permis d'éliminer cette difficulté.

2.2.2.2.2. Cône morse

Ce système ressemble à celui liant le bouchon d'une carafe auquel est ajouté un pas de vis.

2.2.2.2.2.1. Cône morse pur

Dans sa version initiale, il s'agit d'un assemblage robuste mais qui ne donne pas de repères de positionnement du pilier.

2.2.2.2.2.2. Cône morse modifié

Afin de résoudre le problème du repère de repositionnement du pilier, on y a ajouté un système intermédiaire associant cône morse et octogone interne. Cela permet un repérage précis du positionnement du pilier sur l'implant.

2.2.2.2.3. Polygone interne

Il s'agit d'une évolution de l'hexagone interne. Ce système permet d'augmenter le nombre de positionnements des piliers selon un pas de 15° au lieu de 30°. Un clic audible et tactile permet de mieux se rendre compte de l'assise correcte et complète de la pièce prothétique.

2.2.2.2.4. Le concept « Platform-switching »

Durant les premiers mois de la mise en fonction, une lyse osseuse verticale atteignant la première spire est observée sur la plupart des implants. Elle s'étend sur 1 à 1.5 mm sous la forme d'une cratérisation circulaire, avec une composante verticale et horizontale. Considérée jusqu'à présent comme physiologique, elle est susceptible d'induire une récession du niveau des tissus mous qui rend délicate la gestion de l'esthétique.

Le concept « platform-switching » propose d'utiliser des composants prothétiques sous-dimensionnés par rapport au diamètre du col de l'implant. Ce simple déport de pilier par rapport à la tête de l'implant semblerait avoir la propriété d'empêcher l'apparition des lyses osseuses apicale et horizontale observées habituellement.

L'application du concept « platform-switching » permettrait de revoir à la baisse les distances minimales entre dent et implant et entre implants, d'assouplir les règles de positionnement des implants et de simplifier la gestion de l'esthétique [18].

2.2.3. Les exigences fonctionnelles

2.2.3.1. L'usinage : précision d'adaptation

Comme toute construction, une restauration prothétique implantaire dépend de la précision d'adaptation des différents composants entre eux. En effet, ceux-ci doivent être ajustés le mieux possible afin d'éviter tous micro-mouvements nocifs pour la stabilité de la reconstruction.

Des études ont été menées pour savoir s'il existait des variations importantes de dimensions au sein d'un même système implantaire, ainsi qu'entre les systèmes entre eux, afin de voir si une compatibilité entre les différents systèmes était possible.

Une étude réalisée par SCHULTE [75] met en évidence les variations existant au sein d'un fabricant et entre les fabricants en ce qui concerne l'hexagone externe standard. Pour ce faire, il utilise huit implants de chaque système prélevés au hasard et étudie six systèmes différents.

A chaque fois, il mesure avec précision et au centième de millimètre près la largeur de l'hexagone externe.

Les résultats de son étude indiquent que c'est la société 3i qui présente la plus faible variation de taille, suivie de Nobelpharma qui commercialise les implants Bränemark. La plus mauvaise précision d'usinage revient à la société Swede-Dent.

Une autre étude menée par BINON [6] étudie les dimensions de treize piliers standards à hexagone externe. Les résultats obtenus diffèrent légèrement de ceux de SCHULTE [75]. L'étude de BINON [6] montre des variations de l'ordre de $1\mu\text{m}$ pour la société 3i et que ces variations peuvent atteindre $61\mu\text{m}$ pour les implants Swede-Dent.

Tous ces systèmes testés présentent théoriquement un hexagone externe de dimension identique et que cette similarité devrait permettre une compatibilité entre ces systèmes. L'analyse de ces deux études démontre que ce n'est pas le cas, et qu'il paraît donc plus prudent d'utiliser des implants et des pièces prothétiques issues du même système.

2.2.3.2. La résistance à la flexion

Afin d'étudier cette résistance, nous retiendrons surtout le cas de la prothèse unitaire car c'est elle qui reçoit le plus de contraintes lors des mouvements de parafunctions (bruxisme diurne et bruxisme nocturne). En effet, sauf cas particulier des dents en extension, sur une reconstitution avec plusieurs implants, les forces sont réparties entre les différents piliers.

Les forces qui vont s'exercer sur la jonction implant-pilier sont surtout des contraintes en flexion. La résistance de cette connexion va dépendre de sa forme, de la longueur d'engagement des pièces et de la précision d'usinage des pièces.

De nombreuses études comparent le comportement des différents systèmes face aux contraintes en flexion. Le protocole utilisé consiste en l'application sur le pilier prothétique d'une force à orientation non axiale angulée à 30° par rapport au grand axe de l'implant. (Fig 2)

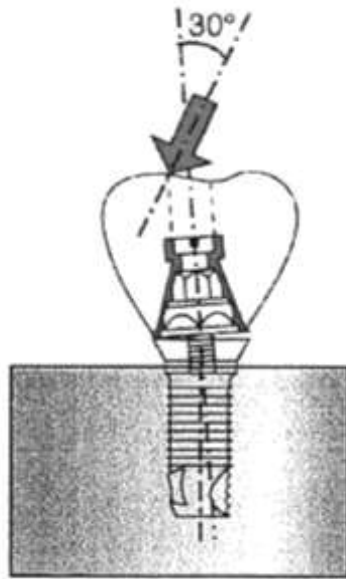


Fig 2: protocole du test en compression oblique d'après [19]

Les résultats des différentes études donnent :

Le système Bänemark

Valeur maximale de la force en N : **440**

Le système à hexagone interne

Valeur maximale de la force en N : **814**

Le système à cône morse

Valeur maximale de la force en N : **1315**

Ces valeurs expérimentales montrent la supériorité du système à connexion cône morse à résister aux contraintes de flexion par rapport aux autres systèmes, et donc à le privilégier lors des reconstitutions unitaires.

2.2.3.3. L'absence du jeu en rotation

La liaison parfaite entre le pilier et l'implant est une condition nécessaire pour garantir l'intégrité de la restauration dans le temps.

BINON [6] a étudié les effets d'une liaison inadaptée entre un pilier et un implant présentant un hexagone externe.

Lorsque l'interface entre le pilier et l'implant est parfait, il en résulte qu'aucun mouvement de rotation n'est permis. En revanche, lorsqu'il persiste un espace entre les deux pièces, cela permet une rotation du pilier sur la tête de l'implant. Au bout d'un grand nombre de cycles, on arrive à un dévissage du pilier et à une usure de l'hexagone externe de l'implant. Plus l'espace entre les deux pièces est grand, plus le mouvement de rotation sera grand aussi.

Pour BINON [6], il existe une corrélation directe entre l'interface implant/pilier et la perte de la vis. Meilleure est l'adaptation, meilleure sera la stabilité de la vis.

2.3.Critères de succès en implantologie

2.3.1. Immobilité de l'implant

Quel que soit l'implant posé, celui-ci doit être ostéo-intégré. Cette ostéo-intégration dépend de la transformation d'un ancrage mécanique ou stabilité primaire en un ancrage biologique ou stabilité secondaire[14].

Le concept de l'ostéo-intégration exclut toute mobilité de l'implant puisque cette dernière reflète la présence d'une capsule de tissu fibreux autour de l'implant. Une étude faite par TEN CATE en 1985 [82] met en évidence que le tissu fibreux ne provient pas et ne peut provenir de la même source embryologique que le ligament parodontal, ce qui explique que celui-ci ne possède pas la même capacité d'adaptation face aux mouvements.

Ainsi, si une capsule fibreuse entoure l'implant, sous l'action des forces fonctionnelles et para-fonctionnelles, on aura une mobilité qui augmentera de plus en plus et qui aura pour conséquence d'altérer les tissus mous péri-implantaires. D'où l'importance d'avoir une immobilité clinique de l'implant, signe d'une ostéogénèse à l'interface os-implant.

2.3.2. Etat de l'os environnant

La mobilité ne peut être présente sans être accompagnée d'une zone radio-claire péri-implantaire traduisant la présence d'une capsule de tissus fibreux.

L'étude des zones radio-claires péri-implantaire sur des radiographies correctement prises est un moyen précieux pour déterminer le succès clinique et pour surveiller la perte osseuse marginale.

La question essentielle concerne la quantité de perte osseuse autorisée. Une étude faite par ADELL et coll [1] établie que la perte osseuse moyenne était de 1.5 mm la première année puis de 0.1mm par an. Ces chiffres ont été confirmés par CHAYTOR et coll [10] avec leur étude portant sur une période de neuf ans et montrant une comparable perte osseuse.

2.3.3. Absence d'une symptomatologie subjective

Un implant ne peut en aucun cas être considéré comme un succès si sa présence est la cause d'un inconfort pour le patient. Tout implant où l'ostéo-intégration échoue et qui provoque des douleurs lorsqu'il est soumis aux charges fonctionnelles doit être considéré comme un échec.

2.3.4. Durée d'utilisation

Une utilisation sur une longue durée est un critère de succès important. Une étude menée par ALBREKTSSON et coll [3] suggère qu'un taux de 85% à la fin d'une période de 5 ans et de 80% à la fin d'une période de 10 ans peuvent être considérées comme des niveaux minimums de succès.

La figure 3 résume les différents critères de succès établis par ALBREKTSSON et coll.

1	Un implant isolé, non relié est immobile quand il est testé cliniquement.
2	On ne peut mettre en évidence de zones radio-claires à partir de radiographies rétro-alvéolaires.
3	La perte osseuse est inférieure à 0,2 mm par an après la première année de mise en fonction de l'implant.
4	Absence de signes et de symptômes persistants et/ou irréversibles de douleurs, d'infections, de nécroses, paresthésies ou d'effraction du canal dentaire inférieur.
5	En présence des critères mentionnés, un taux de succès de 85% après 5 ans et de 80% après 10 ans, constituent un critère minimum de succès.

Fig 3: critères de succès selon ALBREKTSSON et coll

3. LES GRANDES RECONSTITUTIONS PROTHETIQUES FIXES IMPLANTO-PORTEES

3.1.Biomécanique de la prothèse implantaire

3.1.1. Définition

La biomécanique est l'application de la mécanique à des systèmes biologiques, ce qui entraîne la compréhension du fonctionnement biologique des êtres vivants d'une part et d'autre part une approche physique incluant l'analyse des contraintes, la détermination des propriétés mécaniques et le transfert de masse afin de décrire la réponse des systèmes vivants étudiés face à des forces fonctionnelles ou parafonctionnelles.

Un implant et sa prothèse doivent être conçus, posés et équilibrés pour résister aux forces développées lors des fonctions occlusales et surtout lors des mouvements de parafunctions [42].

Sur l'unité implantaire, l'intensité des contraintes dépend du type d'os, de la configuration géométrique de l'implant, du point d'application et de l'intensité de la force occlusale. Des études faites par KOCA et coll [38] et PIERRISNARD et coll [66] montrent que la région cervicale de l'implant est la plus sollicitée.

3.1.2. Particularités de la prothèse implanto-portées par rapport à la prothèse dento-portée

3.1.2.1. Différences de fonctionnement dent/implant

Les caractéristiques biomécaniques des implants et des prothèses sont déterminantes de la façon dont les tensions mécaniques sont appliquées sur la prothèse implantaire et transmises à l'os environnant. La maîtrise de ces forces est une clé essentielle de la réussite et de la pérennité des implants, car la surcharge occlusale est une des principales causes de fracture et de perte osseuse péri-implantaire [60].

Ceci s'explique par l'absence de ligament parodontal autour de l'implant ostéointégré, ce qui a pour conséquences, d'une part de réduire la capacité proprioceptive et discriminative des implants ce qui favorise la non détection des surcharges et d'autre part d'entraîner une diminution de l'amortissement des charges ce qui favorise une transmission plus directe au tissu osseux [80]. Ceci aura pour conséquence de ne pas permettre aux mécanismes d'adaptation du système nerveux central de se manifester avec la même efficacité sur les prothèses implantaires que sur les dents naturelles.

3.1.2.1.1. Mobilité comparée des dents et des implants

Les dents sont entourées d'un ligament parodontal qui est principalement composé de fibres. Celles-ci sont appelées fibres de Sharpey et sont orientées fonctionnellement pour amortir les forces occlusales. Ainsi elles protègent et stimulent le tissu osseux en distribuant les forces occlusales tout au long de l'alvéole. Ce dispositif confère une très grande adaptabilité au système. Adaptabilité protectrice immédiate par effet d'amortissement et adaptabilité à moyen et long terme par stimulation osseuse.

En ce qui concerne les implants, la grande différence avec les dents est qu'il n'y a pas de fibres de Sharpey entre l'implant et l'os, la liaison est directe et donc l'effet « amortisseur » n'existe pas [51].

3.1.2.1.1.1. Mobilité axiale

La mobilité axiale d'une dent présente une grande amplitude. Elle peut varier de 25 à 100 μm avec une moyenne d'environ 60 μm [76]. Alors que la mobilité axiale d'un implant a une amplitude de déplacement beaucoup plus faible, entre 3 et 5 μm , directement en relation avec la densité osseuse.

3.1.2.1.1.2. Mobilité latérale

Les dents présentent une grande variabilité quant à leur mobilité latérale. Les dents les plus mobiles sont les incisives qui présentent une mobilité moyenne de 120 μm , puis ce sont les prémolaires avec une mobilité moyenne de 100 μm , puis les canines avec une mobilité moyenne de 75 μm et enfin les molaires avec une mobilité moyenne de 60 μm [62].

Il est important de noter que face à une force latérale, la mobilité de la dent va connaître une réponse en deux temps :

- Premier temps : sous l'application d'une force faible, le comportement de l'ensemble dent-ligament parodontal est visco-élastique, c'est le ligament qui se déforme et répartit la contrainte.

- Deuxième temps : si la force d'application est plus importante, la déformation va devenir linéaire, elle impliquera le tissu osseux qui va à son tour se déformer mais de façon moins « répartitive » que le ligament. Il faut dans ce cas des forces importantes pour provoquer un faible déplacement [59].

Si la force est trop importante ou trop répétitive, le tissu osseux pourra être déformé ou même lésé. On peut donc dire que la première phase visco-élastique protège et même stimule le tissu osseux alors que la deuxième phase linéaire entraîne une souffrance de celui-ci.

Concernant l'implant, l'os et l'implant étant liés par ostéointégration, sous l'effet d'une force horizontale c'est l'ensemble implant/os qui se déplace. Le déplacement de l'ensemble est donc linéaire comme dans la deuxième phase de déplacement de la dent. Selon la densité de l'os, le déplacement latéral d'un implant se situe entre 3 et 30 μm [56], [78].

3.1.2.1.1.3. Centre de rotation

Le centre de rotation de la dent, l'hypomochlion, est situé au niveau du tiers apical, ce qui permet une répartition des forces de tensions et de compressions tout au long de l'alvéole. Ainsi la contrainte diffusée par unité de surface aux tissus osseux est considérablement réduite.[37]

Pour l'implant, le centre de rotation est situé au niveau du tiers cervical ce qui aboutit à une concentration des forces à ce niveau [71].

3.1.2.1.2. Perceptions comparées des dents et des implants

Comme expliqué précédemment, les dents ont une capacité proprioceptive via le ligament parodontal, qui leur permet d'avoir un seuil de discrimination des épaisseurs très faible 15 à 20 μ .

Les implants, eux, sont soumis à l'ostéoperception. En présence d'implants, le système nerveux pourra discriminer différentes épaisseurs mais de manière moins précise, moins sensible et moins fine qu'en présence de dents [51].

Selon une étude faite par LUNDQUIST et coll [47] presque 100% de la population percevrait une épaisseur de 15 μ alors que dès qu'un implant est posé il faudrait une épaisseur de 40 μ pour atteindre ce score.

De la même manière alors qu'il suffit de 11.5g pour qu'une force soit perçue par une dent, il faut multiplier cette valeur par huit s'il s'agit d'un implant [24].

3.1.2.1.3. Forces occlusales maximales

La force occlusale maximale (FOM) développée par les patients varie selon les différentes situations rencontrées.

Chez le denté sain, la FOM développée sera d'environ 160N, chez l'édenté total porteur de prothèses amovibles, la FOM sera d'environ 40N soit quatre fois. Chez le porteur de prothèses amovibles stabilisées par barre ou boules, la FOM sera à peu près de 120N et chez le porteur de prothèses fixées implanto-portées la FOM sera d'environ 170 N soit plus que chez le sujet denté. Ceci est dû à l'absence de proprioception qui est remplacée par l'ostéoperception au contrôle moins efficace [32].

Les FOM varient aussi avec les secteurs, ainsi les FOM développées dans les secteurs postérieures sont plus importantes que dans les secteurs antérieures.

3.1.2.2. Importance de la passivité de l'armature

Comme vu précédemment la différence de mobilité et de perception des implants par rapport aux dents, fait qu'une des règles les plus importantes lors de la réalisation de prothèses pleurales fixées sur implant est d'avoir une adaptation passive de l'armature sur l'implant.

En effet du fait de l'absence de desmodonte, il existe un manque de flexibilité à l'interface implant/os qui procure des forces de tension et de compression et provoque des problèmes qui vont de la perte de la vis à une perte osseuse autour de l'implant. [35, 79]. C'est pourquoi l'obtention d'une armature passive est un facteur déterminant pour maintenir l'interface implant/os en bonne santé.

Comment définir une armature passive ? Selon SAHIN et coll [74] il s'agit d'une suprastructure qui théoriquement ne doit induire aucune contrainte, tension sur les implants et sur l'os en l'absence de forces externes.

Malgré l'importance d'obtenir une passivité de l'armature, une étude faite par HJALMARSSON et coll [25] montre qu'une passivité absolue ne peut être obtenue du fait qu'il existe un nombre important de facteurs rentrant en jeu : technique d'empreinte, choix du matériau d'empreinte, fabrication du maître modèle, coulée de l'alliage de l'armature, cuisson de la céramique, pose de la prothèse...

Le manque de passivité de l'armature va entraîner :

- des complications d'ordre biologiques : augmentation du transfert des forces sur l'os provoquant une résorption osseuse, développement et prolifération de bactéries au niveau du joint implant/pilier, mais ceci reste une hypothèse émise par certains auteurs.
- des complications d'ordre mécaniques : perte ou fracture de la vis du pilier ou fracture de l'implant dans les cas les plus extrêmes et des contraintes internes dans la prothèse.

3.1.3. Mise en charge des implants

3.1.3.1. Mise en charge axiale

En fonction, l'implant va recevoir deux types de force :

- des forces axiales
- des forces transversales

Lorsqu'une dent naturelle est mise en charge (fig 4), elle présente une flexion illustrée par la courbe D, comportant une ligne qui correspond à la réaction ligamentaire initiale (α), suivie d'un mouvement en bloc de l'organe dentaire (β).

L'implant, structure homogène élastique, a un comportement différent de flexion linéaire et de toute façon plus réduite, fonction de son module d'élasticité (courbe I).

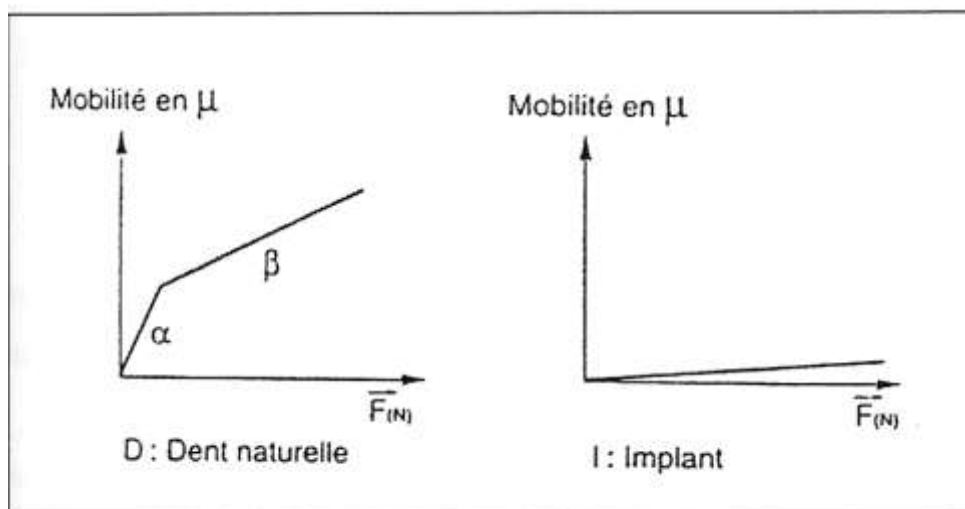


Fig 4: Représentation schématique de la mobilité dentaire et implantaire

D'après RICHTER (1987)

Comme expliqué précédemment, la dent naturelle présente une mobilité axiale moyenne de 60 μm [76] et une mobilité transversale variant de 120 μm à 60 μm en fonction de la dent considérée [62].

L'implant lui, étant ostéointégré, ne présente qu'une très faible mobilité tant axiale que transversale en relation directe avec la densité osseuse.

Si un organe dentaire est relié de manière rigide à un implant endo-osseux correctement fixé, comme ce sera le cas dans les restaurations implanto-dento-portées, nous nous trouverons devant une situation conflictuelle.

La transmission des charges vers le milieu osseux dépend de plusieurs facteurs intrinsèques et extrinsèques :

- l'os : à cause de son hétérogénéité, l'analyse est rendue difficile. De plus la nature de la liaison implant-os (ankylose ou fibreuse) influence aussi la dispersion des contraintes.
- l'implant : par son module d'élasticité, sa macro-géométrie (cylindrique, conique, cylindro-conique) et sa micro-géométrie (état de surface lisse ou rugueux...).
- les forces : par leur direction et sens, leur intensité et leur durée d'application [70]

3.1.3.1.1. Système homogène

Ces systèmes comportent, soit des implants identiques, soit des dents naturelles reliées par une armature prothétique rigide.

Nous allons étudier l'approche schématique très simplifiée de RICHTER [72] faite en 1987 décomposée en trois parties.

Premier cas :

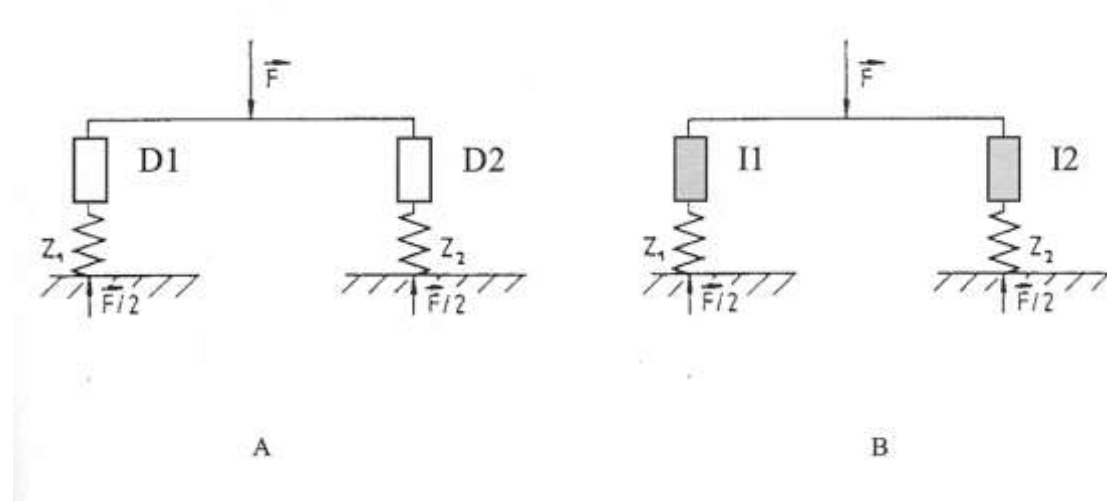


Fig 5: Force appliquée à équidistance selon RICHTER (1987)

A : Nous avons deux dents naturelles, D1 et D2 reliées par une travée rigide, la force F s'applique à équidistance des deux dents de même qualité parodontale.

En utilisant les règles de l'équilibre mécanique, la force F est distribuée de façon égale sur les deux dents.

$$F_1 = F_2 = F/2$$

Les ressorts Z_1 et Z_2 caractérisent l'effet du ligament parodontal.

B : Dans ce cas, I1 et I2 représentent deux implants identiques. La largeur du ressort représente l'élasticité bien moindre de l'implant par rapport à la dent naturelle.

Nous observons la même distribution de la force F sur les implants I1 et I2.

Deuxième cas :

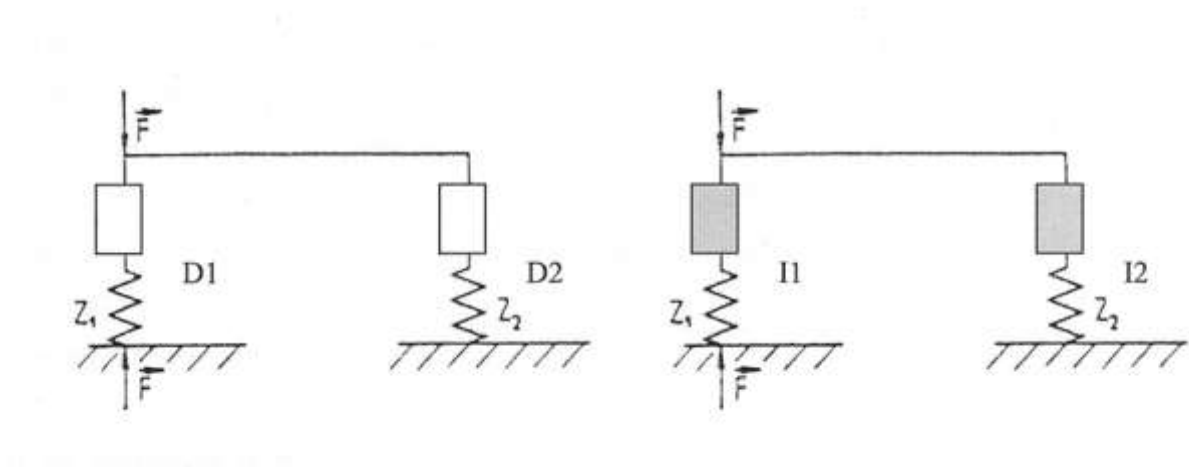


Fig 6: Charge appliquée axialement sur un des piliers selon RICHTER (1987)

Dans ces deux situations (fig 6) (bridge dento-porté et implanto-porté), la charge appliquée axialement sur un des piliers entraîne une réaction presque uniquement limitée à l'os entourant ce pilier.

L'enfoncement de D1 dans son alvéole entraîne une flexion limitée de la travée avec un moment négligeable sur D2.

Dans le cas du bridge implanto-porté, il n'y a pas de partage des charges et tout va bien si l'implant est capable d'absorber et de distribuer la charge qui lui est appliquée.

Troisième cas :

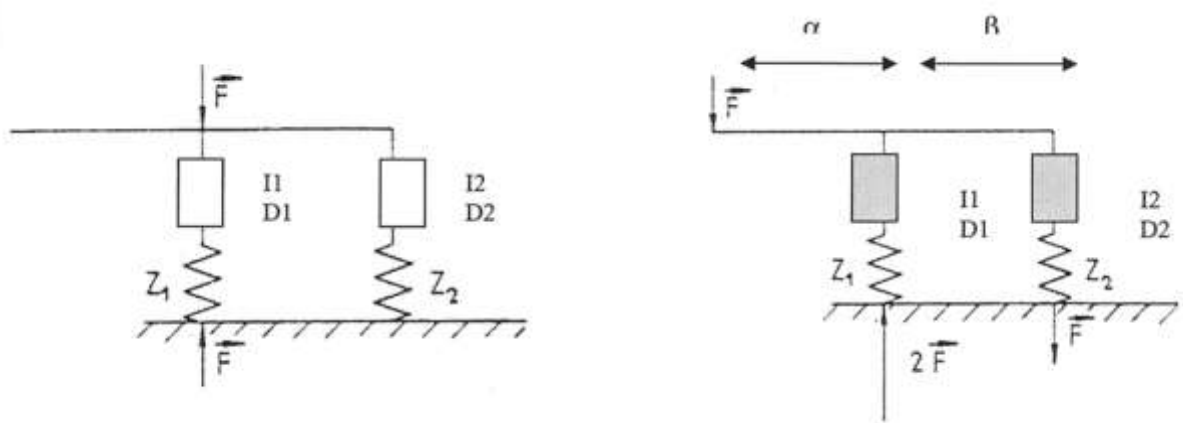


Fig 7: Système « cantilever » selon RICHTER (1987)

Il s'agit du système dit cantilever, c'est à dire comportant une extension en porte à faux. Le raisonnement est identique pour la dent (D) ou l'implant (I).

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

Les bras de leviers a et b sont égaux.

Il est impossible d'établir une règle définissant la longueur acceptable d'une travée en extension dans une prothèse implanto-portée rectiligne ou en courbe car on se heurte à l'impossibilité d'intégrer tous les paramètres impliqués.

Tout au plus nous pouvons déduire de l'expérience clinique que les charges occlusales habituelles se situent bien en deçà de la charge de rupture du système implant/os. Si nous considérons que le double de la charge occlusale appliquée sur un pilier reste supportable, alors nous pouvons dire que la longueur maximale tolérable d'une extension prothétique en porte à faux est égale à la distance séparant les piliers périphériques de la prothèse dans un système rectiligne.

Deux modes de calcul forcément approximatifs ont été proposés pour les prothèses curvilignes (fig 8).

- l'extension ne doit pas dépasser la moitié de la longueur de la travée réunissant les implants.
- la longueur de l'extension doit rester inférieure au double de la dimension antéro-postérieure de l'arrangement curviligne.

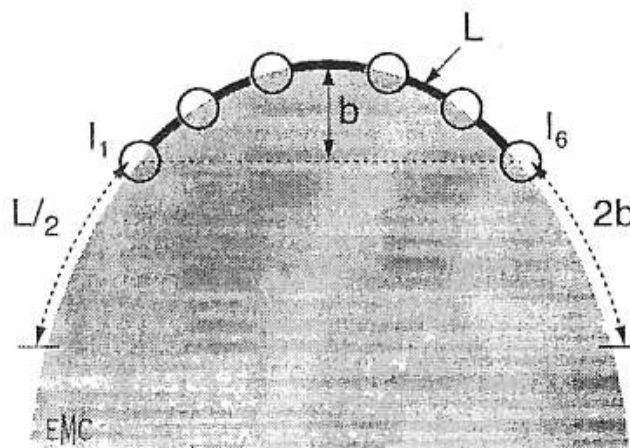


Fig8 : longueur de l'extension en porte à faux

L : longueur de la travée entre les implants I1 et I6

b : flèche

D'après DUBRUILLE [20]

3.1.3.1.2. Système hétérogène

Une restauration prothétique peut s'appuyer à la fois sur des dents naturelle, que l'on appelle piliers compliants, et sur des implants, appelé piliers résilients.

Premier cas :

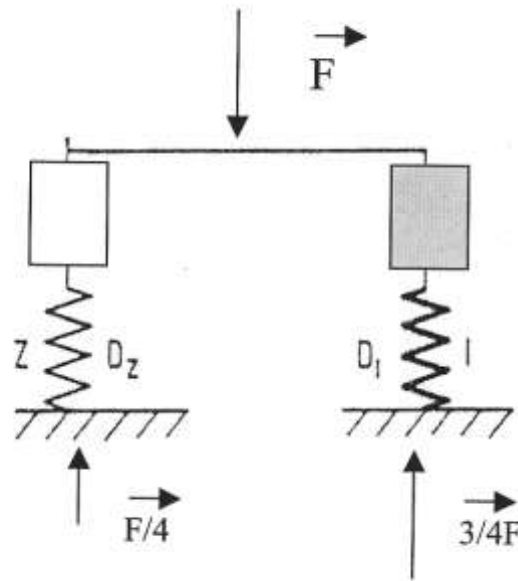


Fig 9: Force appliquée à équidistance sur des systèmes hétérogènes

selon RICHTER (1987)

Les différents ancrages sont exprimés par la rigidité des ressorts, c'est à dire la largeur des lignes. La résilience (le quotient de la force F et du mouvement élastique) du pilier implant (D_i) est moins importante que celle de la dent (D_z) (fig 9).

On peut facilement imaginer que l'équilibre doit se réaliser d'une autre manière qu'auparavant : à cause de la haute flexibilité du ressort souple, le ligament, il doit y avoir une courbure sur le ressort de droite, l'implant et l'os, ce qui signifie qu'une partie seulement de la force F est transmise via la dent, tandis que l'autre partie est transmise sous forme de moment à travers l'implant à l'os sous jacent.

Deuxième cas :

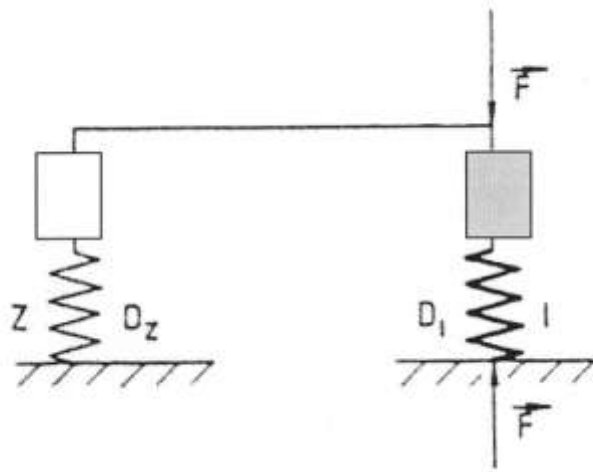


Fig10: selon RICHTER (1987)

Dans ce cas, l'implant prend toute la charge, le moment est nul au niveau de la dent.

Troisième cas :

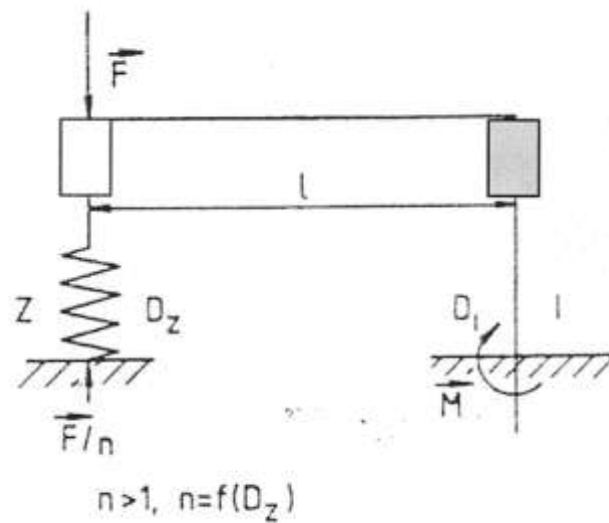


Fig 11: Distribution de la charge sur un bridge normal avec des piliers différents

Z et I selon RICHTER (1987)

Le pilier dentaire subit une intrusion dans l'alvéole entraînant l'apparition d'un moment de rotation au niveau de l'implant ankylosé. Ce moment M est d'autant plus important que le rapport des modules d'élasticité implant/dent et la distance l entre les piliers naturel et implantaire sont plus grands. Nous voyons que si la résilience des deux piliers était égale, la formule ci dessus exprimerait un moment égal à zéro. (fig 11)

La distribution des charges se fait inéquitablement, en effet :

- l'implant est soumis à plus de charge que la dent, notamment en fonction de la disparité des modules d'élasticité respectifs.

- s'il y a plusieurs implants de qualité inégale (degré d'ankylose dans l'os différent), c'est celui qui est le plus fermement fixé qui supporte le plus de charge.
- si la suprastructure est très rigide, il y a une meilleure répartition des charges que si elle est flexible, auquel cas le pilier le plus proche du point d'application de la force souffre davantage.

A cause de tous ces éléments, l'élasticité des dents et des implants aussi bien que des dents antagonistes distribuée de manière harmonieuse est très importante en occlusion centrée. La caractéristique d'un système harmonieux est l'existence d'unités occlusales qui puissent fléchir de façon égale en accord avec leur position sur l'arcade dentaire.

Dans le cas d'une denture naturelle, chacune des dents antagonistes va fléchir de 15 micromètres, si les mâchoires se rapprochent de 30 micromètres après contact initial et action musculaire. Dans ce cas il n'y a que 5 newtons de la charge qui seront transmis.

S'il y a un implant à la place d'une dent et que les conditions d'une flexibilité harmonieuse de 30 micromètres doivent être remplies, il faut établir une charge de 16 newtons, soit trois fois plus.

Cela signifie en premier lieu que l'implant et la dent antagoniste subissent une contrainte beaucoup plus élevée que dans la situation naturelle et en deuxième lieu que la dent antagoniste doit pallier au manque de flexibilité de l'implant.

En diminuant l'intensité des contacts occlusaux nous pouvons essayer de désactiver la situation, mais en fait cela n'engendre qu'une réduction partielle de la charge transmise.

3.1.3.2. Mise en charge horizontale

Nous allons maintenant discuter de l'influence des forces horizontales. Un implant est situé dans la mâchoire de la même façon qu'une dent, de sorte que les forces horizontales vont causer dans l'os des réactions tel qu'il est démontré à la figure 12.

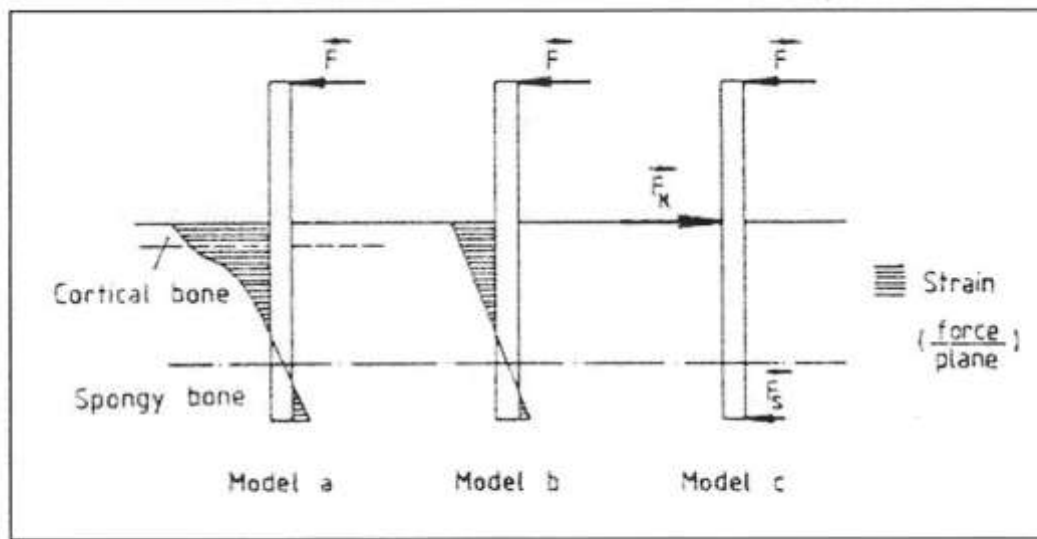


Fig 12: Réaction de l'os pour des forces horizontales selon RICHTER (1987)

Le modèle a, considère les contraintes exercées sur l'os cortical et l'os spongieux.

Le modèle b, est une simplification.

Le modèle c, interprète les réactions de l'os non pas comme des pressions mais comme des forces.

Si l'on tourne le modèle c vers la gauche et que la distribution des forces est comparée à celle qui prévaut dans le cas du bridge cantilever, on voit la même situation. Dans les deux cas c'est à côté du porte à faux que la force de réaction présente sa valeur la plus élevée. Par conséquent les forces horizontales s'exerçant sur les implants causent des contraintes élevées dans l'os cortical.

Il faut ajouter que même une force verticale décentrée cause les mêmes forces de réaction dans l'os qu'une charge horizontale directe.

Concernant les dents naturelles, la nature faisant bien les choses, il faut rappeler que la géométrie de l'espace parodontal n'est pas la même partout. En effet il est un peu plus large dans ses portions apicale et marginale que dans sa partie centrale, ce qui permet de ne pas avoir de surcharge de l'os dans sa partie critique, parce qu'il y a plus d'espace et que le ligament lui-même peut être comprimé [72].

3.1.3.3. Répartition des contraintes sur l'implant

Les unités implantaire lorsqu'elles sont soumises à des forces reçoivent des contraintes dont la répartition diffère selon plusieurs facteurs : le matériau occlusal, le diamètre de l'implant, l'inclinaison de l'axe implantaire, le positionnement apical de l'implant et le positionnement horizontal de l'implant.

Afin de comprendre le comportement mécanique des composants de l'unité implantaire, les études par éléments finis sont appropriées.

La méthode des éléments finis (MEF), est une méthode numérique informatisée qui permet de calculer et de visualiser les contraintes et les déformations que subissent des associations de structures soumises à des forces simulées.

3.1.3.3.1. Influence du matériau occlusal

Afin d'étudier l'influence du matériau occlusal, PIERRISNARD et coll [66] utilisent deux modèles composés d'une base osseuse (os cortical et os spongieux), d'un implant de 10 mm de longueur et de 4 mm de diamètre et d'un pilier.

Les modèles ne diffèrent que par le matériau composant la couronne : l'une est en céramique, l'autre est en matériau composite. Les couronnes sont soumises à une charge oblique de 30 ° et de 100N.

Au niveau des contraintes subies par la couronne, en dehors de la zone d'impact de la force occlusale, les contraintes les plus intenses apparaissent dans la région cervicale. Dans cette zone, la couronne en composite est nettement plus sollicitée que la couronne en céramique. Les contraintes subies par le pilier supportant la couronne en composite sont plus intenses que celles subies par le pilier supportant la couronne en céramique.

Les contraintes subies par l'os et l'implant sont identiques quel que soit le matériau occlusal utilisé.

3.1.3.3.2. Influence du diamètre et de la longueur de l'implant

Afin d'étudier la géométrie de l'implant, neuf modèles sont comparés. Les couronnes sont soumises à une charge oblique à 30° de 100N. Les modèles ne diffèrent que par les dimensions des implants. Trois longueurs (6,8,10 mm) et trois diamètres (3,4,5 mm) sont comparés.

La figure 13 permet de comparer l'intensité des contraintes subies par le pilier, l'implant et l'os.

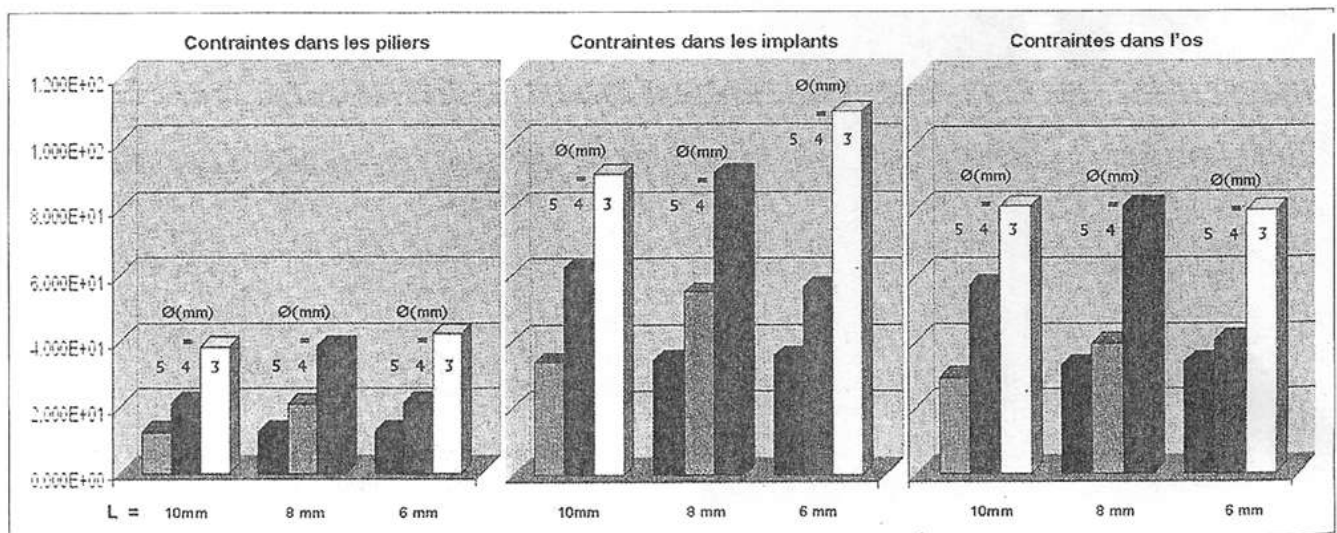


Fig 13: schématisation des contraintes subies par les piliers et les implants
d'après[54]

L'analyse des résultats montrent que le diamètre de l'implant est le paramètre le plus influant sur les contraintes subies. Le choix d'implant de large diamètre est, d'un point de vue mécanique, préférable. Les études *in vitro* faites par IPILLKCIOGLU et AKCA en 2002 [28] le confirme.

Le paramètre longueur n'influence que peu l'intensité des contraintes. L'utilisation d'implant court, plus facile à mettre en place et évitant l'affrontement avec les structures anatomiques, est mécaniquement pertinente.

3.1.3.3.3. Influence de l'inclinaison, du positionnement apical et horizontal de l'axe implantaire

Les études faites par WEINBERG [85, 86] et par WEINBERG et KRUGER [87] ont permis d'étudier la corrélation entre l'intensité des contraintes et la variation de ces paramètres.

Les résultats sont :

- L'inclinaison de l'implant entraîne, pour toute augmentation de 10°, une augmentation de 5% du torque.
- Pour chaque augmentation du positionnement de 1 mm en direction apicale, il y a environ 5% d'augmentation du torque. Cela signifie que plus l'espace prothétique augmente, plus le torque et le facteur risque s'accroissent.
- Pour chaque augmentation du surplomb horizontal de l'implant de 1 mm, il y a environ une augmentation de 15% du torque.

3.2.Paramètres à prendre en compte dans le choix de la reconstitution prothétique

3.2.1. L'os alvéolaire

3.2.1.1. Identification de la nature d'os

Il est important de ne pas confondre densité osseuse et qualité osseuse. Un os dense n'est pas forcément synonyme de qualité et inversement.

Il est important de rappeler que l'os maxillaire et mandibulaire ont une constitution interne et externe différente du fait de leur origine embryologique très différente [5].

La mandibule reçoit les insertions de la majorité des muscles masticateurs et présente un os bien trabéculé entouré d'une corticale épaisse et dense.

L'os maxillaire présente un os faiblement trabéculé entouré d'une corticale peu dense.

Une qualité osseuse doit permettre :

- Une bonne stabilité primaire de l'implant
- L'ostéo-intégration à court terme
- La maintenance de l'ostéo-intégration à long terme.

Au début de la phase de cicatrisation, la stabilité primaire, (courbe 1 de fig 14) purement mécanique, est responsable de l'immobilité de l'implant. Au fur et à mesure cette immobilité est assurée par la stabilité secondaire (courbe 2), obtenue par une néo-apposition osseuse au contact direct de l'implant.

Un os dense assure facilement une bonne stabilité primaire, mais les réactions menant à l'ostéo-intégration sont plus lentes que pour un os de moindre densité.

L'identification de la nature osseuse est primordiale car elle peut influencer le plan de traitement et les différentes séquences de l'acte chirurgical. En présence d'un os de faible qualité, le nombre d'implants posés sera plus important, un protocole en deux temps sera choisi et la période de cicatrisation osseuse sera plus longue.

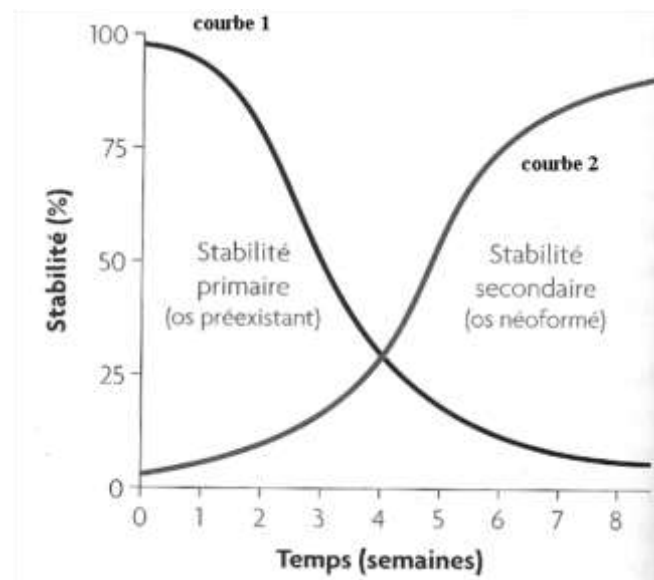


Fig 14 : modification des stabilités en fonction du temps d'après [17]

3.2.1.2. Classification de la densité osseuse

Afin d'identifier avec précision la qualité osseuse du site à implanter, le praticien dispose de différentes classifications.

3.2.1.2.1. Classification de LEKHOLM et ZARB (1985)

La classification décrite par LEKHOLM et ZARB [44] est la plus utilisée.(fig 15)

Ils proposent 4 groupes différents :

- Groupe 1 : l'os est essentiellement composé d'un tissu homogène compact.
- Groupe 2 : une épaisse couche d'os compact entoure un noyau d'os spongieux dense.
- Groupe 3 : une fine couche d'os cortical entoure un noyau d'os spongieux dense.
- Groupe 4 : une très fine couche d'os cortical entoure un noyau d'os spongieux de faible densité.

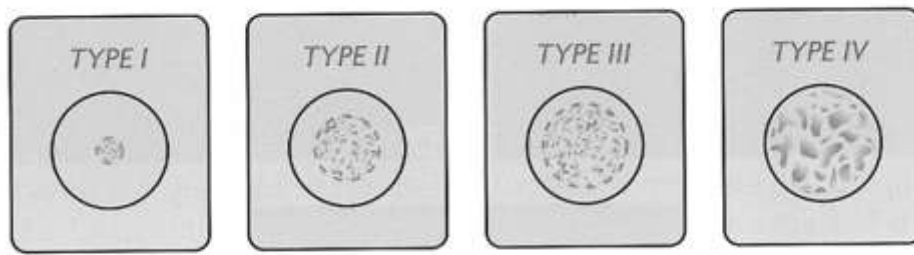


Fig 15: classification osseuse selon LEKHOLM et ZARB d'après [17]

3.2.1.2.2. Classification de MISCH (1990)

La classification établie par MISCH en 1990 [57] décrit quatre densités osseuses avec leurs localisations dans les maxillaires. (fig 16)

- D1 : os très dense composé essentiellement d'os cortical compact. MISCH compare cet os au bois d'érable ou de chêne. L'os D1 est souvent rencontré dans le secteur mandibulaire antérieur, mais peut se trouver aussi dans le secteur mandibulaire postérieur.

- D2 : association d'os cortical dense et d'un os spongieux intermédiaire à l'intérieur. L'os D2 est comparable au bois d'épinette blanche. Il est souvent localisé dans le secteur maxillaire antérieur.
- D3 : os constitué d'une corticale poreuse et d'un os spongieux de faible densité. Cet os est comparable au bois de balsa comprimé. Il est fréquemment rencontré dans la partie antérieure du maxillaire et dans les régions postérieures de la mandibule et du maxillaire.
- D4 : os constitué d'une corticale osseuse très fine et d'un os spongieux de très faible densité. L'os D4 est comparable au polystyrène expansé. Il se localise dans la partie postérieure du maxillaire surtout chez des sujets édentés de longue date.

En 1999, MISCH ajoute à sa classification le type D5. Il s'agit d'un os très mou avec une minéralisation incomplète tel que le tissu post-extractionnel.

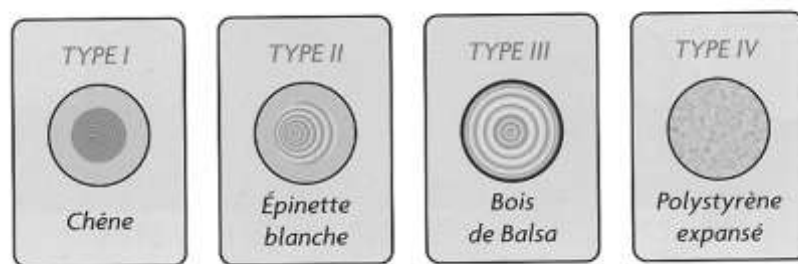


Fig 16: classification osseuse selon MISCH d'après[17]

3.2.1.2.3. Classification de LINDH et coll (1996)

LINDH et coll [45] propose une classification de la densité osseuse à partir de radiographies rétroalvéolaires.

- Classe 1 : trabéculations clairsemées
- Classe 2 : trabéculations intermittentes
- Classe 3 : trabéculations denses

Cette classification présente l'avantage d'être simple mais elle comporte des limitations telles que : l'appréciation de la classe 2 (dense ou légère) qui reste difficile à réaliser, la non prise en compte de la corticale et l'appréciation et le contraste des radiographies conventionnelles (argentique) qui dépend de nombreux paramètres (temps d'exposition, intensité de la radiation et paramètres du développement).

3.2.1.3. Evaluation des volumes osseux

L'os disponible décrit la quantité d'os dans la région considérée pour l'implantation. Il est mesuré en hauteur, largeur et longueur.(fig 17)

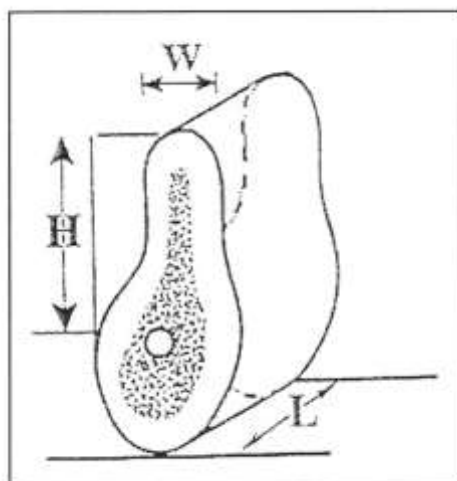


Fig 17: hauteur(H), largeur (W) et longueur (L) de l'os disponible

d'après MISCH [55]

3.2.1.3.1. Hauteur d'os disponible

La hauteur d'os disponible se mesure entre le sommet de la crête édentée et le repère anatomique opposé.

La hauteur d'os disponible à la mandibule au niveau de la canine ou de la première prémolaire peut être diminuée du fait de la présence de la boucle antérieure du canal dentaire qui évolue dans le sens antérieur puis supérieur et distal pour sortir enfin dans le trou mentonnier.

Au niveau du maxillaire, la région de la fosse canine présente une hauteur d'os disponible plus importante qu'au niveau des régions antérieure et postérieure.

Lors de la pose de l'implant, on garde généralement une marge de sécurité de 2 mm entre l'apex de l'implant et le repère anatomique [55].

3.2.1.3.2. Largeur d'os disponible

La largeur d'os disponible se mesure entre les corticales externe et interne au niveau de la crête alvéolaire de la région à planter.

En général, 5 mm sont nécessaires en largeur pour assurer une épaisseur d'os suffisante et un apport vasculaire adéquat autour de l'implant permettant sa survie [55].

3.2.1.3.3. Longueur d'os disponible

La longueur nécessaire à la pose d'implant est inversement proportionnelle à la largeur d'os disponible. Pour une crête osseuse de 5 mm de large, une longueur de 5 mm est généralement suffisante. Une crête de 2.5 à 5 mm de large nécessite une longueur plus importante pour assurer à l'implant une surface de support adéquat [55].

3.2.1.3.4. Classification de l'os disponible selon MISCH

Une classification en quatre divisions en fonction de l'os disponible a été faite par MISCH en 1992. (fig 18)

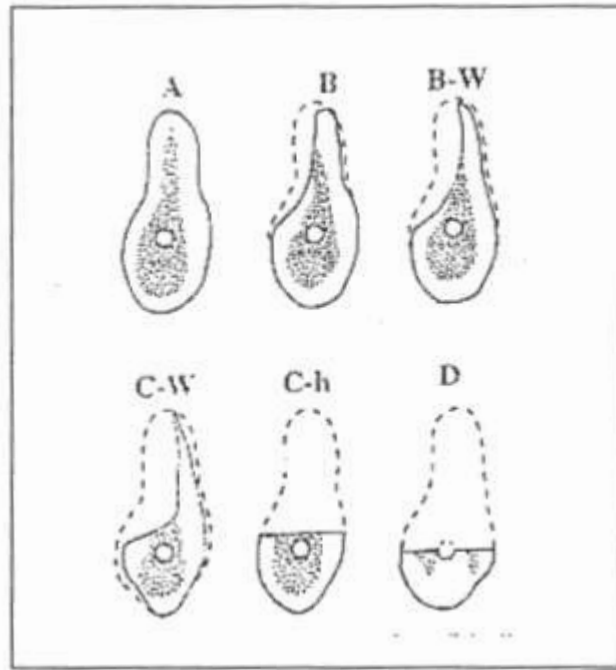


Fig 18: division de l'os disponible d'après MISCH [55]

- Division A : l'os est abondant dans toutes les dimensions. La largeur est d'au moins 5 mm, la hauteur est de 10 mm ou plus et la longueur est de 15 mm. Cette division représente le cas le plus favorable pour la pose d'implant.
- Division B : la hauteur d'os est de 10 mm mais la largeur a diminué, elle est comprise entre 2.5 et 5 mm. Afin de se retrouver dans une situation favorable à la pose d'implant, trois choix thérapeutiques sont possibles :
 - Modifier la hauteur de la crête par ostéoplastie afin d'obtenir une largeur de crête plus importante au dépend de la hauteur.
 - Modifier la crête par greffe osseuse
 - Poser un implant de diamètre plus faible

- Division C : la largeur et la hauteur sont touchées. Le passage par une greffe osseuse est généralement incontournable afin de poser des implants.
- Division D : le processus de résorption est tellement avancé que l'on a une perte de l'os alvéolaire et une atrophie de l'os basal. La reconstruction par auto greffe des bases osseuse est incontournable avant toute intervention implantaire.

3.2.2. Relation squelettique

3.2.2.1. Classe I

Elle est définie par un rapport inter-arcade idéal. La cuspide mésio-palatine de la première molaire maxillaire est dans la fosse centrale de la première molaire mandibulaire.

L'option thérapeutique est déterminée par le volume osseux résiduel.

3.2.2.2. Classe II

Elle est définie par une mésio position du maxillaire par rapport à la mandibule. Au niveau dentaire la cuspide mésio-vestibulaire de la première molaire maxillaire n'est plus en regard du sillon vestibulaire de la première molaire mandibulaire, mais en face de la cuspide mésio-vestibulaire ou en avant.

Elle se divise en deux sous classe.

- Classe II division 1 : les incisives supérieures sont vestibulées ce qui entraîne une augmentation du surplomb.
- Classe II division 2 : les incisives supérieures sont palatinisées ce qui entraîne une diminution du surplomb et une augmentation du recouvrement.

En présence d'une classe II1, afin de corriger le surplomb, on doit anguler palatinement les implants maxillaires et vestibuler les implants mandibulaires, ce qui techniquement est difficile à réaliser. Esthétiquement cela va entraîner une modification du profil par diminution du soutien labial. En effet la lèvre supérieure va reculer car elle sera moins soutenue, du fait de l'inclinaison palatine des implants, et l'angle naso-labial va s'ouvrir. Tout ceci entraînera une modification esthétique importante pouvant être difficilement acceptée par le patient.

La prothèse fixée implanto-portée est peu indiquée du fait de la différence d'angulation des implants à créer, entre le secteur postérieur et antérieur, qui donnerait une situation biomécaniquement défavorable.

La prothèse complète fixée implanto-portée (bridge sur pilotis) peuvent être envisagée à condition d'augmenter le nombre d'implants et de limiter la longueur du cantilever distal.

La prothèse amovible stabilisée sur implants semble être la solution de choix en présence d'un décalage important [17].

3.2.2.3. Classe III

Elle est définie par une disto-position du maxillaire par rapport à la mandibule. Il existe un inversé d'articulé, c'est à dire que les incisives mandibulaires sont en avant des incisives maxillaires.

En présence d'un volume osseux satisfaisant et d'un décalage peu important, l'angulation vestibulaire des implants maxillaires peut permettre de corriger le décalage. Une solution par prothèse complète fixée implanto-portée peut être envisagée.

En présence d'une résorption osseuse importante ou d'un décalage important, la prothèse amovible stabilisée sur implants semble être le traitement de choix [17].

3.3.Détermination des facteurs géométriques

3.3.1. Surface portante et nombre d'implants

Tout projet prothétique doit prendre en compte le volume, la qualité et la situation de l'os disponible. Ainsi, lorsque l'os est de mauvaise qualité, présent en faible quantité et/ou de hauteur limitée, il faut compenser en augmentant le nombre d'implants [4], en les orientant selon leur axe fonctionnel et en les mettant en charge progressivement [41].

Mais cette détermination le plus souvent approximative tranche avec le sérieux qui a entouré les recherches sur l'ostéo-intégration.

Alors comment, devant un projet prothétique en tenant compte des données osseuses, déterminer le nombre d'implants nécessaires et suffisants pour supporter la prothèse envisagée ?

En s'appuyant sur la réalité anatomique dentaire et en faisant appel à la notion comparée de surface portante dentaire et implantaire cela permet de déterminer d'une façon plus précise le nombre d'implants nécessaires pour supporter la prothèse envisagée.

Les dents naturelles présentent une surface occlusale fonctionnelle et une surface radiculaire développée en contact avec l'os. (fig 19). Ces valeurs différentes pour chaque dent sont en rapport avec la diversité de leur morphologie radiculaire, leur situation sur l'arcade et leur rôle fonctionnel.

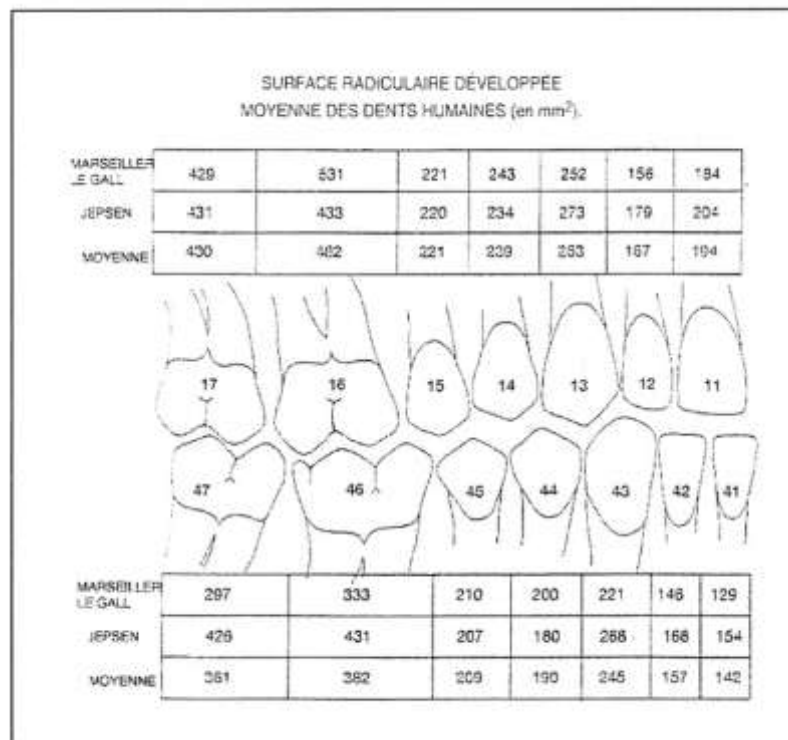


Fig 19: tableau des surfaces radiculaires développées des dents humaines

D'après JEPSEN [33] et MARSEILLER [53]

Les dents naturelles résistant de façon optimale aux forces fonctionnelles de déglutition et de mastication, on peut admettre que cette surface portante osseuse associée à une orientation radiculaire adaptée est satisfaisante d'un point de vue biomécanique.

Avoir la même surface développée que les racines de la dent qu'il remplace semble être l'objectif à atteindre par l'implant.

Le calcul de la surface développée d'un implant de forme simple va nous permettre d'établir une comparaison directe avec celle des racines dentaires. (fig 20)

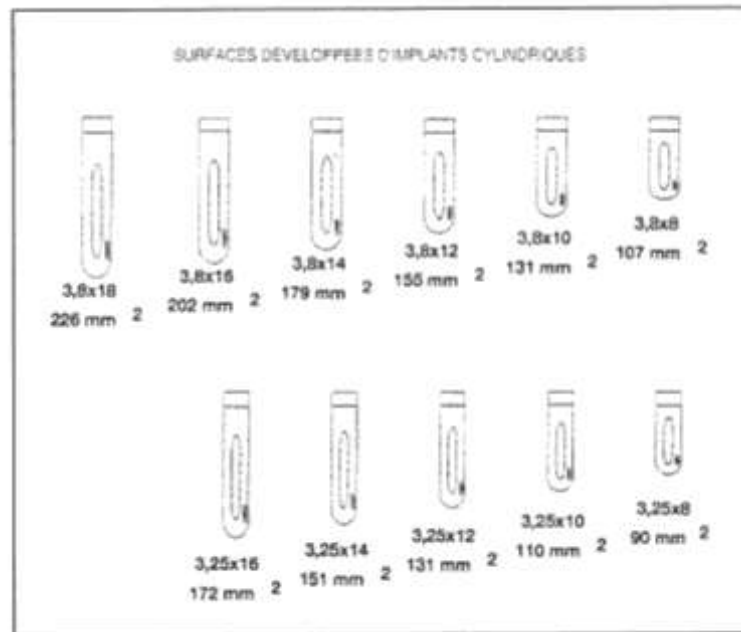


Fig 20: surface brute développée par des implants cylindriques en fonction de leur longueur et de leur diamètre d'après [40]

Un coefficient de pondération peut être établi en fonction des qualités mécaniques de l'os qui entoure l'implant : plus l'os se rapproche du type IV plus la surface portante devra être proche ou dépasser la valeur physiologique de la dent naturelle. Plus l'os se rapproche du type I, ou si l'implant bénéficie d'appuis corticaux, plus cette surface portante pourra être diminuée et divisée par deux ou plus [40].

Cette adaptation à la surface portante devra également tenir compte :

- De la nature du projet implantaire : dans le cas d'une prothèse amovible classique en overdenture sur des implants, ce sont les muqueuses qui assurent la sustentation prothétique et non les implants.

- De l'arcade opposée aux implants et des rapports d'occlusion du patients ; s'il existe sur l'arcade opposée une prothèse fixée sur implant, du fait de l'absence de récepteurs parodontaux sur l'arcade antagoniste, la capacité discriminative va être réduite de 3 à 4 et les forces occlusales risquent d'être mal contrôlées [29].

Chaque secteur d'arcade va faire l'objet d'une analyse :

- Secteur mandibulaire antérieur au trou mentonnier.

L'absence d'obstacle anatomique permet en général de poser, même chez les sujets édentés, des implants ayant la même surface développée que les racines des dents à remplacer. De plus la qualité de l'os de soutien qui est en général très bonne, type I ou II, avec des corticales épaisses permet dans cette zone de diminuer sans risque la surface portante implantaire.

- Secteur mandibulaire postérieur au trou mentonnier

Au niveau de la 45, il est rare de poser un implant de 16 mm qui permettrait le remplacement idéal de cette dent. Le problème est le même au niveau de 46 et 47. Le remplacement de chacune de ces dents nécessite la pose de deux implants pour atteindre la surface portante de leurs racines naturelles [40].

- Secteur maxillaire antérieur

Au niveau des incisives centrales, la présence des fosses nasales et du foramen palatin antérieur ne permet pas toujours aux implants d'atteindre la surface radiculaire dentaire. La situation est plus favorable au niveau de l'incisive latérale et surtout de la canine qui représente la meilleure zone implantable maxillaire [40].

- Secteur maxillaire postérieur

Au niveau de la première prémolaire, la zone implantable est encore favorable, mais l'équivalent implantaire de la surface portante est difficile à atteindre alors qu'au niveau de la seconde, la proximité du sinus rend cette surface impossible à atteindre.

Au niveau des molaires, le seul moyen d'approcher cette surface est de copier la nature et de poser 2 voire 3 implants pour remplacer une molaire[40].

En associant les informations concernant la surface radiculaire de la dent à remplacer à la qualité de l'os du site à implanter et à la surface occlusale prothétique, il est possible de déterminer la surface portante implantaire nécessaire à la réalisation prothétique envisagée.

Cette surface connue permettra d'ajuster le nombre d'implant en fonction de leur diamètre, de leur longueur et de leur situation sous la surface occlusale prothétique.

3.3.2. Diamètre de l'implant

Il existe trois catégories de diamètre implantaire :

- Les implants de diamètre standard, avoisinant 4 mm (de 3.75 à 4.5 mm).
- Les implants de diamètre réduit, inférieur au standard et avoisinant 3.3 mm (de 3.2 à 3.5mm).
- Les implants de gros diamètre, supérieur au standard variant de 5 à 7 mm.

Le choix du diamètre implantaire est effectué en tenant compte de différents paramètres que nous allons détailler.

3.3.2.1. Profil d'émergence prothétique et anatomie de la dent à remplacer

L'utilisation du diamètre implantaire adapté au diamètre cervical de la dent à remplacer permet d'obtenir un profil d'émergence approprié et un résultat esthétique satisfaisant.

Au niveau cervical, le diamètre mésio-distal de l'implant doit impérativement être légèrement inférieur à celui de la future dent prothétique.

En utilisant les moyennes des diamètres cervicaux établies par WHEELER (1974) [88] (fig 21) on peut utiliser :

- Des implants de petit diamètre pour les incisives mandibulaires et certaines incisives latérales maxillaires.
- Des implants standards pour les incisives maxillaires et les prémolaires, éventuellement pour les canines.
- Des implants larges pour le remplacement de molaires et éventuellement de canine.

Dent	Diamètre mésio-distal coronaire	Diamètre vestibulo-lingual coronaire	Diamètre mésio-distal cervical	Diamètre vestibulo-lingual cervical
Incisive centrale maxillaire	8,5	7,0	7,0	6,0
Incisive latérale maxillaire	6,5	6,0	5, à	5,0
1 ^{re} prémolaire maxillaire	7,0	9,0	5,0	8,0
2 ^e prémolaire maxillaire	7,0	9,0	5,0	8,0
Incisive centrale mandibulaire	5,0	6 ?0	3,5	5,3
Incisive latérale mandibulaire	5,5	6,5	3,8	5,8
1 ^{re} prémolaire mandibulaire	7,0	7,5	5,0	6,5
2 ^e prémolaire mandibulaire	7,0	8,0	5,0	7,0

Fig 21: mesure moyenne des dents en millimètre

d'après WHEELER[88]

Attention ces recommandations ne sont qu'indicatives, elles doivent tenir compte d'autres facteurs tels que les structures anatomiques et l'espace prothétique disponible.

3.3.2.2. Espace disponible

3.3.2.2.1. Espace mésio-distal

Chez l'édenté total, le choix du diamètre dépend de l'espace vestibulo-lingual résiduel, alors que chez l'édenté partiel, l'espace mésio-distal est délimité par les dents adjacentes.

La distance à respecter entre deux implants est de 3 mm et celle entre un implant et une dent est de 1.5 mm [81]. Le respect de ces distances permettent de préserver l'os crestal interdentaire ou inter-implantaire et par conséquent soutiennent les papilles interdentaires et donc l'esthétique.

3.3.2.2.2. Espace vestibulo-lingual disponible

Dans le cas d'un site sans exigence esthétique, le diamètre de l'implant doit ménager 1 mm de parois en vestibulaire et en lingual.

En situation esthétique, il est nécessaire d'anticiper la lyse osseuse péri-implantaire sous forme de cratérisation qui aura lieu durant les premiers mois de mise en fonction. Il faut alors 2 mm de parois vestibulaire et au moins 1 mm de paroi du côté palatin [17].

3.3.2.3. Qualité osseuse

L'utilisation d'implants de petit diamètre est déconseillée en présence d'un os de faible densité. Si des impératifs cliniques indiquent l'emploi d'un implant de petit diamètre, la diminution du diamètre doit être compensée par une augmentation de la longueur de l'implant et par la sélection d'un implant dont la forme doit permettre d'accroître la stabilité primaire (implant à col évasé par exemple) [16].

3.3.2.4. Critères biomécaniques

Les sollicitations biomécaniques interviennent aussi dans le choix du diamètre implantaire.

Le risque biomécanique des implants diminue avec l'augmentation du diamètre implantaire. En passant de 3.75 à 3.25mm, la diminution du diamètre est de 12%. En revanche la résistance à la fracture pour les implants en titane de grade 2 diminue de 25%. Augmenter le diamètre de 3.75 à 5 ou 6 mm augmente la résistance à la fracture d'un facteur respectivement de 3 et 6 fois [21].

L'accroissement du diamètre de 3.75 à 4.1 mm et l'emploi d'un titane de grade 4 permettent d'éviter la fracture d'implant en situation standard [77].

Il faut aussi tenir compte du bras de levier de la couronne. Une couronne large exerce un moment de flexion élevé sur l'implant qui peut mener à la fracture de celui-ci. La distance A est supérieure à la distance B. (fig 22)

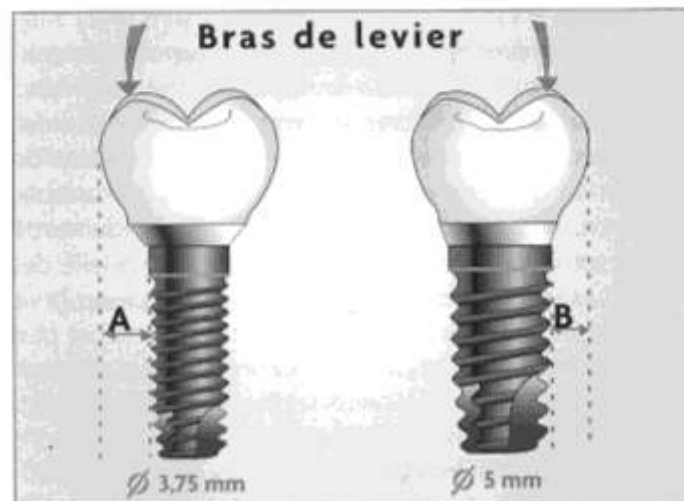


Fig 22: moments exercés par une couronne molaire sur des implants de diamètre différents d'après [17]

3.3.3. Longueur de l'implant

Comme vu dans la partie « Influence du diamètre-longueur de l'implant », le paramètre longueur de l'implant n'a pas d'incidence ou peu sur la répartition des contraintes.

L'utilisation d'implant nécessairement supérieur à 10 mm au niveau des secteurs postérieurs ne semble plus présenter de justification tant d'un point de vue biologique que mécanique [64]. Les travaux faits par de nombreuses études indiquent que c'est l'augmentation du diamètre bien plus que la longueur qui permet d'envisager une réduction de l'intensité des contraintes autour de l'implant.

3.4. Concept occlusal en prothèse implanto-portées

3.4.1. Définition

Le concept occlusal caractérise les rapports dento-dentaires statiques et dynamiques bouche fermée et lors des déplacements mandibulaires.

Les principes d'occlusion en prothèse implantaire ont pour but : de retrouver l'équilibre neuro-physiologique, de réduire et répartir les charges occlusales des prothèses implantaires et de stabiliser les contacts occlusaux [7].

3.4.2. Les concepts occluso-prothétique

3.4.2.1. Concept de la protection mutuelle

C'est le concept physiologique dans lequel nous fonctionnons en l'absence de pathologie.

En position d'intercuspitation maximale (PIM), les contacts interdentaires sont essentiellement présents sur les dents postérieures et sont moins marqués sur les dents antérieures ce qui les protège des forces excessives.

Lors de mouvements d'excursion mandibulaire, les dents antérieures entraînent la désocclusion des dents postérieures en propulsion, c'est ce qu'on appelle le guidage antérieur, et la désocclusion du côté non travaillant lors des latéralités protégeant ainsi les pluricuspidées des forces tangentielles nocives [80].

En latéralité on distingue deux variantes :

- La protection canine (fig 23) : la canine de part sa morphologie, sa position et sa proprioception a un rôle prépondérant en prévenant les forces tangentielles sur les dents pluricuspidées lors des excursions en latéralité. En latéralité, la canine du côté travaillant provoque une désocclusion immédiate ou retardée des secteurs latéraux travaillant et non travaillant.

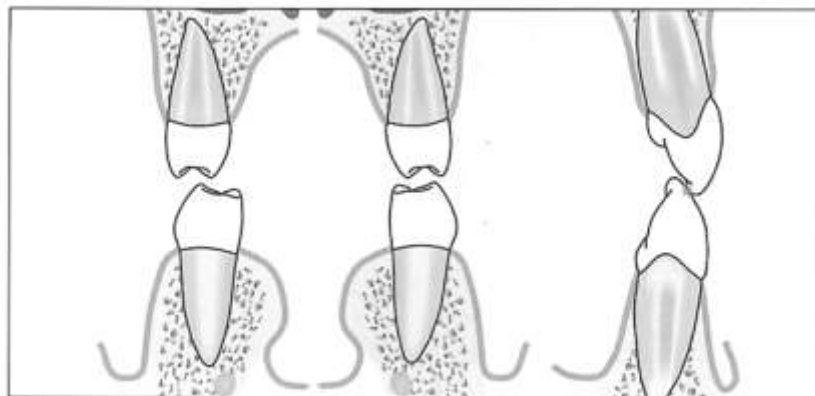


Fig 23: concept de la protection mutuelle en fonction canine d'après [27]

- La fonction groupe (fig 24) : en latéralité, le glissement s'effectue sur plusieurs dents côté travaillant mais toujours sans aucun contact côté non travaillant. Suivant les dents impliquées, on parlera de fonction groupe antérieure quand les contacts concernent la canine et l'incisive latérale, et de fonction groupe postérieure quand les contacts concernent la canine et la première voire seconde prémolaire.

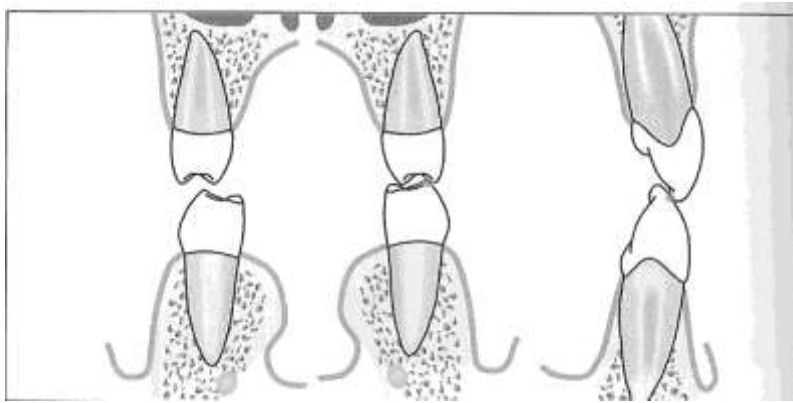


Fig 24: concept de la protection mutuelle en fonction groupe d'après[27]

3.4.2.2. Concept de l'occlusion bilatéralement équilibrée

Premier concept à avoir été décrit, il est principalement utilisé en prothèse amovible complète. (fig 25)

Le principe est de réaliser des contacts simultanés lors des mouvements d'excursion mandibulaire pour éviter un bras de levier entraînant la désinsertion de la prothèse.

L'occlusion en relation centrée (ORC), seule position reproductible, est la position d'intercuspidation maximale (PIM).

En propulsion, le glissement entre les dents antérieures (entraînant la bascule antérieure de la prothèse) doit être équilibré durant le trajet par des contacts simultanés postérieurs bilatéraux.

En latéralité, les contacts côté travaillant (entraînant la bascule latérale de la prothèse) doivent être équilibrés durant le trajet par des contacts controlatéraux.

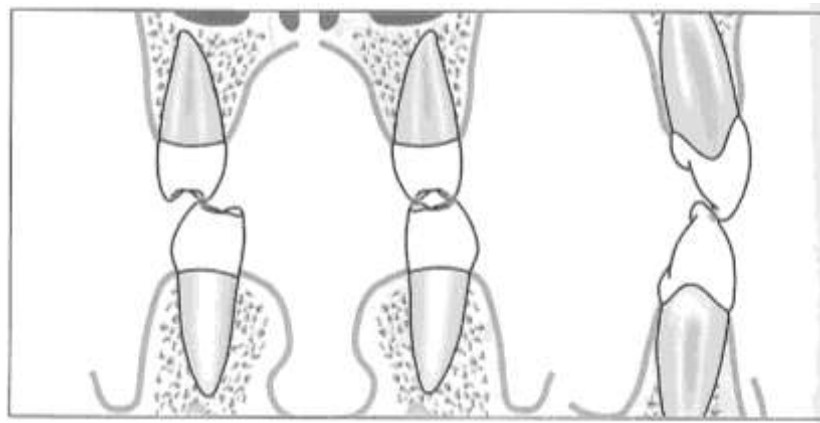


Fig 25: concept de l'occlusion bilatéralement équilibrée d'après [27]

Une étude de HOBKIRK [26] faite en 1996 étudie l'influence du concept occlusal sur les forces de mastication lors de réhabilitation par prothèses complètes implanto-portées. Le groupe d'étude est composé de 6 sujets ayant une prothèse mandibulaire totale fixée par des implants. Le but est de comparer la force de mastication moyenne et le taux de charge moyen développés par les sujets lorsque ceux-ci sont en occlusion bilatéralement équilibrée puis lorsqu'ils sont en occlusion mutuellement protégée (fonction groupe). Les mesures sont réalisées grâce à des capteurs de forces placés dans les prothèses et les mesures sont faites lors de mastication de pain, de carottes ou de noix.

Les résultats de l'étude indiquent que la force masticatoire moyenne et le taux de charge moyen développés lors de la mastication du pain et plus faible que lors de la mastication de carottes ou de noix.

L'étude montre, qu'il n'y a pas de différences significatives entre les deux concepts occlusaux lorsque les sujets mastiquent du pain. Par contre, la force masticatoire et le taux de charge sont plus faibles lorsque les sujets sont en occlusion bilatéralement équilibrée et qu'ils mangent des carottes ou des noix.

L'étude montre aussi que la fréquence masticatoire pour un sujet particulier est relativement constante quelque soit le produit alimentaire.

3.4.3. Choix du concept occlusal

Le choix du concept occlusal repose sur deux règles essentielles :

- Le concept occlusal choisi doit toujours favoriser la prothèse la moins stable.
- Le concept occlusal est fonction de la nature de l'arcade antagoniste.

3.4.3.1. Face à une arcade naturelle

Lorsque la prothèse implanto-portée est face à une arcade naturelle, en occlusion statique, l'OIM sera confondue avec l'ORC. Les contacts seront antérieurs et postérieurs en privilégiant la lingualisation des contacts postérieurs [80]. C'est à dire que la cuspide palatine maxillaire est en contact dans la fosse mandibulaire antagoniste.

En propulsion, on aura un guidage antérieur entraînant la désocclusion des secteurs postérieurs.

En latéralité, un guidage canin ou une fonction groupe permettra une désocclusion des secteurs pluricuspidés travaillant et une désocclusion du côté non travaillant.

Face à une arcade naturelle, la prothèse implanto-portée est réglée en cinématique comme s'il s'agissait d'une arcade naturelle car la proprioception des dents antagonistes limitera les contacts excessifs.

3.4.3.2. Face à une prothèse amovible complète (PAC)

Dans ce cas encore l'OIM et l'ORC sont confondues, car la reconstruction d'un maxillaire totalement édenté ne peut se concevoir dans une position qui n'est pas reproductible [80].

En ORC, les contacts seront postérieurs mais aussi antérieurs (mais avec une intensité moindre) et respecteront le principe de lingualisation.

Dans le cas d'une prothèse amovible complète supra implantaire (PACSI), la sustentation et la stabilisation sont assurées par la base prothétique et les implants ne servent que de moyens complémentaires de rétention. Le concept choisi sera le même que s'il s'agissait d'une PAC, c'est à dire l'occlusion bilatéralement équilibrée.

En propulsion, les contacts seront antérieurs et postérieurs sans désocclusion des secteurs postérieurs afin d'éviter tout basculement de la prothèse en avant.

En latéralité, les contacts seront bilatéraux.

3.4.3.3. Face à une prothèse implanto-portée

La position de référence sera toujours la relation centrée. Cet objectif répond particulièrement à la nécessité de procurer aux patients porteurs de prothèses implanto-portées, une position stable, confortable, facile à retrouver en l'absence de proprioception et qui dirige les forces occlusales le plus possible dans l'axe des implants [52].

Les contacts seront répartis uniformément sur les dents mais avec une intensité moindre sur les dents antérieures et sur les dents situées sur les parties en extensions (s'il y en a) de façon à les protéger.

En propulsion, le guidage réparti sur le bloc incisif provoque la désocclusion nette des dents postérieures par des trajets harmonieux, rectilignes et simultanés sur les crêtes marginales des incisives maxillaires.

En latéralité, les canines sont un élément clé pour provoquer la désocclusion de toutes les autres dents. Si l'on se réfère aux données fondamentales, ce type d'occlusion est particulièrement bien adapté aux nécessités de protéger les implants des contraintes obliques dans les secteurs postérieurs.

En cas de doute du pilier canin, les dents voisines pourront intervenir mais avec une composante transversale réduite, on parlera alors de fonction groupe. Celle-ci est beaucoup plus difficile à mettre en œuvre avec une précision identique au laboratoire et en bouche.

Certains auteurs préfèrent distribuer le guidage en latéralité sur un groupe de dents : incisive latérale, canine, première prémolaire afin de réduire les risques mécaniques prothétiques face à l'implant qui supporte la canine, mais c'est un peu oublier que l'on fonctionne sur un système solidarisé et rigide [52].

Toute interférence postérieure tant en propulsion, qu'en latéralité travaillante et non travaillante, sera à proscrire absolument. Ceci d'autant plus que la conception des prothèses de type Bänemark (bridge sur pilotis) implique la présence d'extensions distales non supportées par des implants [50].

Le choix du concept occlusal est délicat et sujet à de nombreuses controverses selon les auteurs. Afin de simplifier la démarche, il nous semble nécessaire de rappeler les « guidelines » nécessaires à l'obtention d'une occlusion thérapeutique et de résumer les recommandations sur le concept occlusal à appliquer lors d'une réhabilitation globale par prothèse fixe implanto-portée.

CARLSSON [9] résume les « guidelines » ou directives pour l'obtention d'une occlusion thérapeutique :

- Une hauteur faciale verticale acceptable après le traitement
- Une distance inter-occlusale acceptable lorsque la mandibule est au repos
- Des contacts bilatéraux stables en ORC et équitablement répartis
- Une liberté de mouvements dans toutes les directions depuis l'ORC
- L'absence de contacts interférents durant les mouvements d'excursion mandibulaire

Cependant, CARLSSON précise qu'il n'existe aucune preuve permettant d'affirmer la nécessité d'avoir toutes ces recommandations, mais qu'il s'agit d'une approche logique et pratique permettant d'obtenir une occlusion thérapeutique.

Dans son article, KIM [37] résume les principes d'occlusion à respecter lors d'une réhabilitation totale par prothèse implanto-portée.

En présence d'une arcade antagoniste réhabilitée par prothèse totale, l'occlusion bilatéralement équilibrée est préconisée. Lorsque l'arcade antagoniste est constituée de dents naturelles, l'occlusion mutuellement protégée avec une fonction groupe et un guidage antérieur permettant la désocclusion des secteurs postérieurs est recommandé.

Lorsqu'un cantilever est utilisé, une infra occlusion de 100 µm est préconisée afin de réduire la fatigue et le risque d'échec de la prothèse. De plus, il ne doit y avoir aucun contacts sur le cantilever lors des mouvements d'excursion mandibulaire aussi bien du côté travaillant que non travaillant.

En relation centrée et en OIM, une liberté de 1 à 1.5 mm au niveau des contacts occlusaux peuvent permettre de réduire au minimum les contacts prématurés lors des mouvements fonctionnels. [37]

4. LES RECONSTITUTIONS IMPLANTO-PORTEES TRANSVISEES

4.1.Généralités

Ce type de prothèse est défini comme une restauration transvissée soit directement sur les implants, soit sur des éléments intermédiaires (piliers) eux même transvissés sur les implants.

La prothèse transvissée peut être réalisée par une restauration à un ou deux étages selon le cas clinique et le choix du système implantaire.

La prothèse transvissée peut-être :

- Métallique, elle est alors réalisée en titane, en or ou en métal non précieux.
- Céramo-métallique, c'est le cas le plus fréquent.
- Composite ou résine sur métal.

Elle ne peut être retirée que par le praticien.

4.1.1. Avantages

Le Professeur P-I. BRANEMARK a été l'instigateur de la prothèse vissée. Les études cliniques portant sur la prothèse vissée sont très nombreuses et ont plusieurs années de recul. On peut donc considérer aujourd'hui qu'elle est sans aucun doute la prothèse la mieux connue sur le plan des résultats cliniques.

Le plus grand des avantages de la technique vissée réside dans le fait que la dépose de la prothèse est aisée au cas où un problème se produirait après la mise en place de celle-ci [68]. Ce caractère démontable lui confère donc une sécurité.

L'inspection minutieuse et le sondage intrasulculaire sont facilités par la dépose possible de la prothèse, et en cas d'accumulation de plaque, la correction des contours prothétiques à la région cervicale est possible afin d'en faciliter l'accès au brossage [12].

La prothèse vissée permet de rattraper les erreurs d'axe implantaire et de réaliser la prothèse lorsque l'implant est à distance du couloir prothétique.

Cette technique permet aussi de s'exonérer de la nécessité de rétention, au sens classique du terme en prothèse fixée, en effet on n'a pas besoin d'avoir une hauteur de pilier minimum pour avoir une bonne rétention car dans cette technique c'est la vis en or qui en transfixiant la couronne assure la rétention de celle-ci. Elle permet donc de réduire les risques de descellement de la prothèse dans les cas de moignons de faible hauteur [43].

La vis en or transfixiant la prothèse peut signaler un problème biomécanique en jouant le rôle de fusible. En effet son dévissage alerte sur une complication prothétique (problème occlusal, surcharge fonctionnelle).

Lorsque les limites cervicales de la réhabilitation sont sous gingivales et dans le cas de la technique scellée, il y a un risque que le ciment de scellement ne fuse dans le sillon intra-sulculaire entraînant un risque de poche péri-implantaire et éventuellement de perte osseuse. Ce risque est inexistant en prothèse vissée [68]. De plus certaines études ont montré *in vitro* que le ciment sous gingival excédentaire ne peut presque jamais être retiré en totalité et que le fait d'essayer rayait les piliers implantaires.

4.1.2. Inconvénients

Obtenir l'émergence idéale des puits d'accès, c'est à dire centrée au niveau de la fosse occlusale des secteurs cuspidés et au niveau du cingulum des secteurs antérieurs, est parfois difficile [23]. Or la position impérative de cette émergence prothétique limite le choix dans le positionnement de l'implant et, très souvent, limite également le volume osseux exploitable.

Ces puits d'accès sont nécessaires pour atteindre la vis et doivent assurer le support de la céramique jusqu'à 2 mm de la face occlusale. Au niveau des prémolaires et des molaires mandibulaires, les faces occlusales sont souvent visibles et l'aspect inesthétique des puits est difficilement corrigé.

Autre inconvénient, l'accès à la vis n'est pas toujours facile, surtout dans les régions postérieures de la cavité buccale et chez les patients présentant une faible ouverture buccale. L'insertion de la vis peut alors devenir difficile, et si elle n'est pas insérée correctement elle peut provoquer des déformations du pas de vis de l'implant, surtout à l'occasion de manipulations répétitives.

L'adaptation passive absolue des dispositifs prothétiques étant impossible à obtenir [84], les implants seront soumis à des forces latérales nocives. Les dispositifs vissés appliquent des forces dont l'intensité peut aller jusqu'à deux ou trois fois celles qu'appliquent des dispositifs scellés [46]. Le taux de dévissage est aussi plus important, il varie de 10 à 56%.

En technique scellée, l'effet de l'espacement du ciment de scellement a été bien documenté. Celui-ci permet de compenser l'imprécision des armatures coulées [13]. Les études démontrent que les prothèses scellées exercent deux fois moins de stress que les prothèses vissées. De plus les contraintes sont plus équitablement réparties entre les implants [67].

En technique vissée, le coût de fabrication est aussi plus élevé car il faut utiliser un pilier sur lequel viendra à son tour se visser la composante prothétique et car lors de l'empreinte il faut utiliser des transferts directs ou indirects.

4.2. Les différents dispositifs de prothèses transvissées

Deux grands types de prothèses transvissées sont distingués :

- La prothèse à un étage dont la limite cervicale repose sur l'implant. (fig 26)

- La prothèse à deux étages dont la limite cervicale repose sur le pilier intermédiaire et non sur l'implant. (fig 27)

Dans le cas d'une restauration à un étage, la prothèse est soit transvissée directement à l'implant, soit elle est transvissée à un pilier interne droit ou angulé.

Dans la restauration à deux étages, la prothèse repose sur un pilier intermédiaire usiné en titane auquel elle est transvissée et qui est lui même transvissé à l'implant.

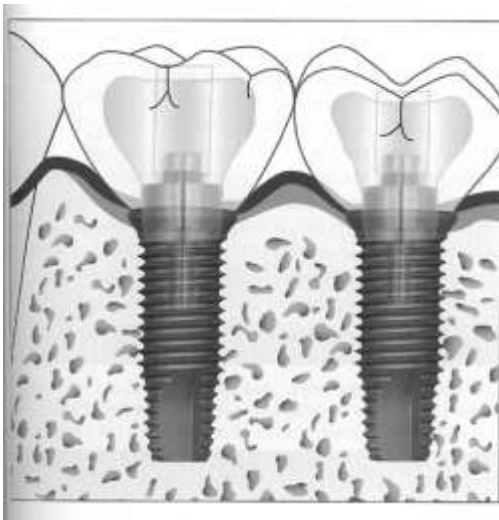


Fig 26: prothèse transvissée à un étage

d'après [54]

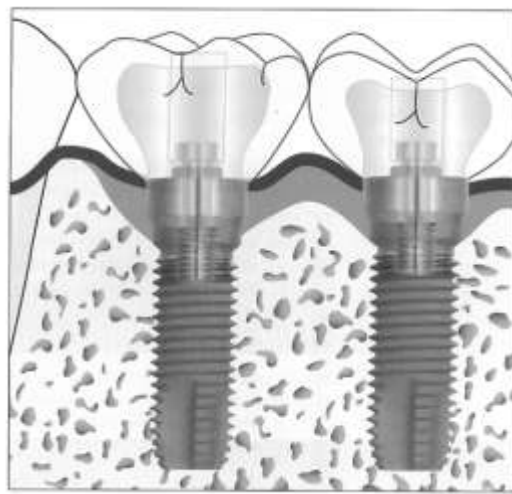


Fig 27: prothèse transvissée à deux étages

d'après [54]

4.2.1. Prothèse à un étage transvissée directement à l'implant

Il s'agit d'une restauration prothétique « monobloc » directement transvissée sur les implants et utilisable dans les cas esthétiques antérieurs et dans les cas postérieurs à faible espace prothétique. Elle nécessite que l'orifice d'émergence de la vis soit situé au centre de la face occlusale.

Il existe trois possibilités pour élaborer l'infrastructure de la couronne implantaire :

- Soit à partir d'un pilier avec une base en or/palladium surmontée d'une gaine en plastique calcinable qui est adaptée et surcoulée (système Synocta® en or de Straumann et UCLA-or de chez 3i par exemple).
- Soit à partir d'un pilier avec une base complètement calcinable qui permet l'utilisation d'alliages non précieux, mais la précision d'adaptation dépend de la qualité de la coulée du laboratoire (système UCLA calcinable)
- Soit à partir d'une pièce prothétique en titane ou en céramique pour les systèmes de CFAO (système Procera® de Nobel Biocare)

Selon les systèmes implantaires, cette pièce possède au niveau de sa base un hexagone ou un octogone interne ou externe, qui permet à la pièce prothétique de s'emboîter dans la contrepartie existant sur la tête de l'implant empêchant ainsi toute rotation.

La base usinée permet une adaptation précise sur l'implant et la partie calcinable est adaptée par le technicien de laboratoire qui réalise une surcoulée en métal précieux ou semi précieux à partir d'une maquette en cire. L'armature métallique ou céramique finale repose sur l'ensemble de la tête de l'implant et répond aux impératifs esthétiques et fonctionnels.

4.2.2. Prothèse à un étage transvissée à un pilier interne droit ou angulé

Il s'agit d'une solution dans laquelle la couronne repose par sa limite cervicale sur la limite cervicale de l'implant et par son intrados axial et occlusal sur un pilier interne.

Cette technique est utilisable dans les cas esthétiques antérieurs et les cas postérieurs. Comme précédemment, elle nécessite que l'orifice d'émergence de la vis soit situé au centre de la face occlusale.

Deux techniques d'élaboration existent.

Soit on prend l'empreinte de l'implant et le ou les piliers sont choisis sur le modèle à l'aide d'un kit de planification comportant tous les types de piliers en plastique. On obtient donc un modèle avec les analogues d'implants sur lequel seront vissés les piliers internes droits ou angulés choisis. Cette technique d'élaboration est indiquée dans les cas où il y a de nombreux implants et où les axes implantaires divergent nécessitant des piliers angulés pour rattraper les axes prothétiques.

Soit le ou les piliers sont choisis et définitivement fixés en bouche, puis on prend l'empreinte de piliers, on obtient donc un modèle avec des analogues de piliers internes droits. Cette technique est indiquée en présence d'un nombre d'implants plus réduits et d'axes favorables autorisant des piliers droits.

Les piliers internes possèdent, au niveau de leur base, un hexagone ou un octogone interne ou externe qui s'emboîte dans le contre partie (hexagone ou octogone interne ou externe, cône morse) existant sur la tête de l'implant, empêchant toute rotation.

On peut regrouper les piliers internes en trois grandes catégories :

- Pilier pour couronnes et bridges à vissage transocclusal
- Pilier angulé à 15° ou 20° pour couronnes et bridges vissés
- Pilier pour couronnes et bridges à vissage transversal

Ces piliers se présentent sous forme d'un faux moignon en titane, disponible en différentes hauteurs et/ou angulations. Ils sont transvissés sur l'implant par une vis en titane et sont destinés à recevoir la vis en or de la prothèse. Ils permettent de rattraper des divergences ou des convergences d'axes implantaires et de corriger des problèmes d'incompatibilité d'axes entre l'implant et la prothèse.

Le choix du pilier se fait en fonction de différents critères résumés dans la figure 28.

La pièce prothétique pour élaborer l'infrastructure de la couronne implantaire est :

- Soit une coiffe en or dans la partie cervicale surmontée d'une partie auxiliaire de modelage en résine calcinable.
- Soit une coiffe totalement en résine calcinable.
- Soit une coiffe en titane ou en céramique élaborée par CFAO.

Selon les dispositifs implantaires, les vis pour les piliers sont serrées avec un couple variant de 32 à 35 Ncm et les vis pour les couronnes sont serrées avec un couple variant de 10 à 20 Ncm.

Critères de choix des piliers	Émergence implantaire	Axe implanta-prothétique	Parallélisme implantaire	Hauteur prothétique	Profil d'émergence	Hauteur gingivale	Switching platform	Temps de travail	Coût	Édentement
Pilier transvissé droit cylindrique	Décalage rattrapable jusqu'à 1,5 mm	Correction maximum de l'angulation de 10°	Rattrapable jusqu'à 10°	> 7 mm	Personnalisé	Élimination des excès de ciment 1-4 mm	Non	Faible	Faible	Unitaire ou plural
Pilier transvissé droit, conicité de 15°	Décalage rattrapable jusqu'à 1,5 mm	Correction maximum de l'angulation de 15°	Rattrapable jusqu'à 15°	> 7 mm	Personnalisé	Élimination des excès de ciment 1-4 mm	Non	Faible	Faible	Unitaire ou plural
Pilier transvissé angulé de 15 ou 20°	Décalage rattrapable jusqu'à 1,5 mm	Correction maximum de l'angulation de 20°	Rattrapable jusqu'à 20°	> 7 mm	Personnalisé	Élimination des excès de ciment 1-4 mm	Non	Faible	Faible	Unitaire ou plural
Pilier transvissé avec bague en or palladium et gaine en or ou en plastique	Décalage rattrapable jusqu'à 3 mm	Correction maximum de l'angulation de 30°	Rattrapable jusqu'à 30°	> 7 mm > 4 mm (31)	Personnalisé	Illimitée	Oui	Important	Élevé	Unitaire ou plural
Pilier transvissé avec bague en céramique zircon	Décalage rattrapable jusqu'à 3 mm	Correction maximum de l'angulation de 10 à 15°	Rattrapable jusqu'à 30°	> 7 mm	Personnalisé	Illimitée	Non	Important	Élevé	Unitaire ou plural
Infrastructure transvissée CFAO en titane, en zircon	Décalage rattrapable jusqu'à 3 mm	Correction maximum de l'angulation de 30°	Rattrapable jusqu'à 30°	> 7 mm	Personnalisé	Illimitée	Non	Important	Élevé	Unitaire ou plural

Fig 28: critères de choix des piliers internes dans les restaurations vissées à un étage, unitaires ou pleurales d'après [54]

4.2.3. Indications et limites des prothèses à un étage

- Indications :
 - Restaurations unitaires ou pleurales
 - Restaurations antérieures et postérieures
 - Restauration esthétique avec une gencive fine
 - Epaisseur des tissus mous inférieure à 2 mm
 - Espace inter-arcade prothétique faible (minimum possible 4 mm)
 - Orifice d'émergence de la vis au centre de la face occlusale

- Limites :
 - Orifices d'émergence trop vestibulaire ou lingual (problème de visibilité et fragilisation de la céramique)
 - Correction d'angulation jusqu'à 30 °
 - Hauteur gingivale supérieure à 3-4 mm, rendant délicat l'accès aux limites lors des séances cliniques

4.2.4. Prothèse à deux étages transvissée à un pilier transgingival

Les restaurations prothétiques transvissées à deux étages sont connectées aux implants par l'intermédiaire de piliers. Dans cette solution, la couronne et la limite cervicale reposent entièrement sur le pilier et non sur l'implant.

Cette technique est utilisable dans les cas antérieurs et postérieurs lorsque l'espace prothétique est insuffisant et que la hauteur et l'épaisseur de tissus mous sont importantes.

Comme les techniques à un étage, elle nécessite que l'orifice d'émergence de la vis soit situé au centre de la face occlusale.

Les techniques d'élaborations sont les mêmes que pour les restaurations à un étage transvissée sur un pilier interne.

Les piliers transgingivaux possèdent au niveau de leur base un hexagone ou octogone interne ou externe qui s'emboîtent dans la contre partie existant sur la tête de l'implant, empêchant toute rotation. Ils permettent de diminuer la hauteur de la couronne en déplaçant coronairement la surface de travail prothétique. En présence d'une épaisseur importante de tissus mous, ce concept simplifie les manipulations cliniques.

Ces piliers se présentent sous forme d'une bague transgingivale en titane d'hauteur variable. Ils sont transvissés sur l'implant par une vis en titane et possède un pas de vis destiné à recevoir la vis en or de la prothèse. Ils permettent de rattraper des divergences ou des convergences d'axes implantaires et de corriger des problèmes d'incompatibilité d'axes entre l'implant et la prothèse.

Le choix du pilier est fonction de différents critères résumés dans la figure 29.

Les piliers transgingivaux peuvent être schématiquement regroupés en trois grandes catégories :

- Pilier droit cylindrique en titane pour couronne et bridges à vissage transocclusal
- Pilier droit avec une conicité de 15° pour couronnes et bridges à vissage transocclusal
- Pilier angulé en titane pour couronnes et bridges vissés

Sur ces piliers, la pièce prothétique permettant d'élaborer l'infrastructure de la couronne est :

- Soit une coiffe en or dans la partie cervicale surmontée d'une partie auxiliaire de modelage en résine calcinable.
- Soit une coiffe totalement en résine calcinable.
- Soit une coiffe en titane ou en céramique élaborée par CFAO.

Les vis pour les piliers sont serrées avec un couple variant de 20 à 35 Ncm et les vis pour les couronnes sont serrées avec un couple variant de 10 à 20 Ncm.

Critères de choix des piliers	Émergence implantaire	Axe implantaire prothétique	Parallélisme implantaire	Hauteur prothétique	Profil d'émergence	Hauteur des tissus mous	Switching platform	Temps de travail	Coût	Édentement
Pilier transvissé droit cylindrique en titane	Doit être idéale Pas de compensation	Correction maximum de l'angulation de 10°	Rattrapable jusqu'à 10°	≥ 7 mm	Usiné	1-8 mm	Oui	Faible	Faible	Unitaire ou plural OU (immédiate ou loading) plural, mise en charge immédiate seulement
Pilier transvissé droit conicité de 15°	Décalage rattrapable jusqu'à 1,5 mm	Correction maximum de l'angulation de 15°	Convergence ou divergence Rattrapable jusqu'à 15°	≥ 7 mm	Usiné	1-6 mm	Oui	Moyen	Moyen	Unitaire ou plural
Pilier transvissé en titane angulé de 15, 25, 30 ou 35°	Décalage rattrapable jusqu'à 1,5 mm	Correction maximum de l'angulation de 35°	Convergence ou divergence Rattrapable jusqu'à 35°	≥ 7 mm ≥ 9,5 mm (30)	Usiné	1-7 mm	Oui	Moyen	Moyen	Unitaire ou plural

Fig 29: critères de choix des piliers transgingivaux dans les reconstitutions vissées à deux étages, unitaires ou pleurales d'après [54]

4.2.5. Indications et limites des prothèses à deux étages

- Indications :
 - Restaurations unitaires ou pleurales
 - Restaurations antérieures et postérieures
 - Restaurations esthétiques
 - Espace prothétique faible (minimum possible 6 mm)
 - Hauteur des tissus mous supérieure ou égale à 2 mm
 - Orifice d'émergence de la vis au centre de la face occlusale
 - Correction d'axes implantaires convergents ou divergents
- Limites :
 - Orifice d'émergence de la vis prothétique trop vestibulaire ou lingual (problème de visibilité et fragilisation de la céramique)
 - Axes implantaires avec une convergence ou une divergence supérieure à 35°
 - Hauteur gingivale inférieure à 2 mm pouvant entraîner des problèmes esthétiques par apparition du pilier
 - Espace inter-arcade inférieur à 6 mm

4.3. Dessins prothétiques

4.3.1. Bridge complet implanto-porté

Le bridge complet implanto-porté ressemble du point de vue de la conception le plus au bridge complet conventionnel.

Ce type de restauration repose sur un nombre important d'implant, 8 à 12. Presque chaque dent prothétique est en regard d'un implant. (fig 30)

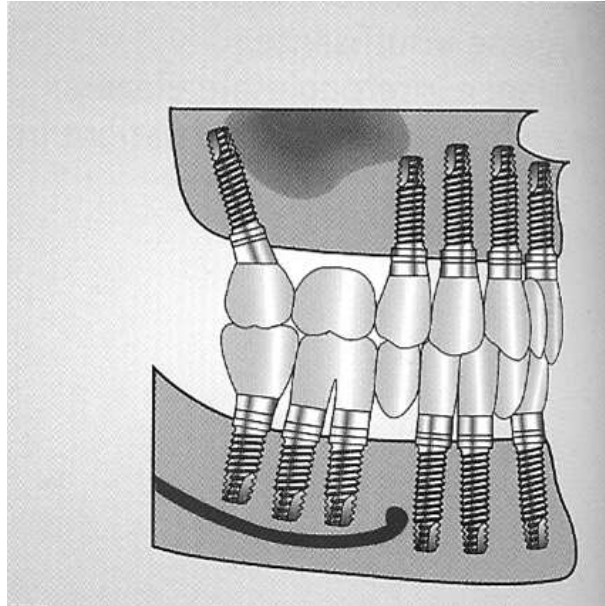


Fig 30: bridge complet implanto-porté d'après[15]

Ce type de restauration est indiqué lorsque l'on est en présence de crêtes osseuses peu résorbées et d'un rapport inter-arcades favorable permettant de poser des implants de longueur et de diamètre adéquats et surtout en nombre suffisant.

En effet, le bras de levier est d'autant plus important que la résorption est avancée, c'est à dire que la distance entre le point d'application de la force et la jonction implant-prothèse augmente. De plus, la résorption osseuse souvent largement avancée chez le sujet édenté rend difficile le soutien de la lèvre et favorise l'allongement des couronnes cliniques, ce qui tend à augmenter le bras de levier.

Au maxillaire le rattrapage des axes est souvent nécessaire par des piliers angulés ce qui entraîne une transmission des forces non parallèle à l'axe implantaire.

Dans ce type de restauration, il est important que les points d'impacts occlusaux se situent dans l'axe de l'implant et le plus près possible de l'émergence de l'implant [80].

D'autre part, les angles cuspidiens doivent être réduits pour éviter les forces tangentielles responsables d'un moment de flexion sollicitant dangereusement les pièces implantaires et l'environnement péri-implantaire.

- Avantages :

- Esthétique satisfaisante si les indications sont respectées
- Prothèse démontable par le praticien
- Confort excellent pour le patient
- Maintenance personnelle similaire à celle des dents naturelles

- Inconvénients :

- Soutien adéquat des lèvres qui peut être difficile à obtenir
- Résultat esthétique et phonétique parfois difficile à atteindre
- Gestion impossible d'un décalage inter-arcades

4.3.2. Prothèse totale fixée implanto-portée

Plus connue sous la dénomination de bridge sur pilotis, la prothèse totale fixée implanto-portée est transvissée à des piliers. Dans ce type de restauration, les implants sont placés, pour des raisons anatomiques, dans la partie antérieure du maxillaire concerné. L'arcade en arrière des implants les plus distaux, ne peut être restaurée que grâce à une extension (cantilever) qui exerce un bras de levier considérable. (fig 31)

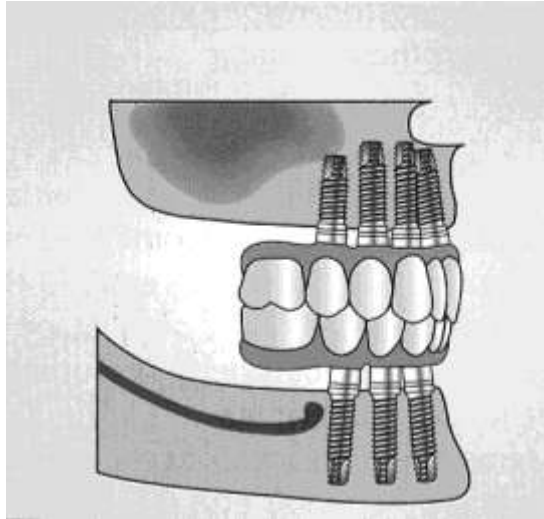


Fig 31: prothèse totale fixée implanto-portée d'après [15]

Ce type de restauration est indiqué lorsque la crête osseuse est peu résorbée et que l'on a un rapport inter-arcades favorable, dans les cas de résorption osseuse modérée associée à un rapport inter-arcade adéquat, mais aussi en cas de léger décalage maxillo-mandibulaire.

Le nombre d'implant posé dépend de la forme de l'arcade et du volume résiduel. A la mandibule, l'idéal est de placer 6 implants en avant des trous mentonniers [69]. Cependant dans certains cas, l'utilisation de 4 ou 5 implants peut être envisagée. Au maxillaire un minimum de 6 implants est conseillé, mais un idéale de 8 implants sont recommandés [31].

Une arcade ovoïde permet un positionnement des implants en demi-cercle. Cette distribution est convenable sur le plan biomécanique et permet d'envisager des cantilevers plus longs.

Une arcade rectangulaire associée à des émergences des nerfs mentonniers mésiales obligent un positionnement implantaire en ligne droite. Cette distribution des implants contre indique des cantilevers trop longs.

La longueur de l'extension distale est égale à la distance entre le milieu de l'implant le plus antérieur et l'implant le plus postérieur multiplié par 1.5 [18].

Ce type de restauration nécessite une hauteur prothétique minimale de 7 mm afin d'assurer une résistance mécanique de l'infrastructure et du matériau cosmétique.

Le cantilever distal représente une zone privilégiée pour les fractures, afin de réduire ce risque, les contacts lors des excursions mandibulaires devront être supprimés à ce niveau en propulsion et en latéralité pour qu'il y ait aucune interférence avec les dents situées sur les parties en extension.

- Avantages :

- Palais dégagé
- Prothèse démontable par le patient
- Confort satisfaisant par le patient
- Gestion possible des faibles décalages inter-arcades
- Réalisation prothétique possible lorsque les implants sont en dehors du couloir prothétique

- Inconvénients :

- Maintenance pour le patient plus difficile (rétention alimentaire plus importante)
- Problèmes esthétiques en présence d'un sourire gingival (visibilité des composants métalliques)
- Soutien inadéquat des lèvres
- Problème phonétique (fuite d'air)

4.3.3. All-on-four

La technique dite « All-on-four » est le résultat d'une recherche de solutions fiables et simples de mise en charge immédiate chez l'édenté complet.

4.3.3.1. Objectifs et intérêts

Le premier objectif est une mise en charge immédiate et fonctionnelle des implants chez l'édenté complet le jour même de la pose des implants.

L'intérêt de cette technique est de réaliser une prothèse transvissée avec des extensions réduites, d'éviter les greffes osseuses de sinus au maxillaire et d'éviter aussi de poser des implants en arrière des forams mentonniers.

Cette approche permettrait également de limiter le prix de revient global d'un traitement chez l'édenté complet par la réduction du nombre d'implants et en évitant les greffes osseuses.

Enfin le « all-on-four » a une rapidité d'exécution tant chirurgicale que prothétique. Des plus intéressantes.

4.3.3.2. Principes

Le but est de réaliser une restauration fixe, provisoire, immédiate, transvissée sur 4 implants. Sur ces 4 implants, 2 sont des implants médians droits et les 2 autres sont des implants distaux angulés à 30 °. (fig 32)

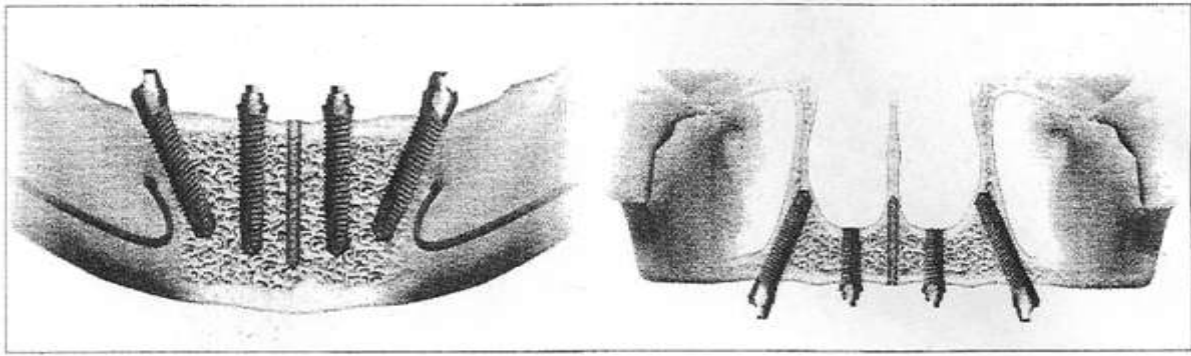


Fig 32: principe de l'all-on four à la mandibule et au maxillaire

d'après [65]

L'intérêt d'anguler les implants distaux et à l'évidence pour des raisons anatomiques.

A la mandibule, cette inclinaison permet d'avoir une émergence de l'implant au dessus du foramen mentonnier dans quasiment toutes les situations. L'inclinaison de l'implant fera qu'il sera parallèle à une boucle du nerf mandibulaire et en avant du foramen mentonnier [39]. Ceci augmente le polygone de sustentation formé par les deux implants mésiaux et les deux implants distaux. Il est alors possible la plupart du temps de faire une prothèse de 12 dents soit sans extensions, soit avec de petites extensions.

L'angulation des implants permet également d'améliorer leur ancrage et leur stabilité primaire. Ils peuvent être plus longs et trouver ainsi un ancrage bicortical en avant du trou mentonnier ou de la paroi antérieure du sinus [39].

Au maxillaire, l'inclinaison des implants distaux permet de les placer parallèlement à la paroi antérieure du sinus maxillaire évitant ainsi un comblement ou une greffe sinusienne.

Les forces qui s'exercent sur les implants distaux et les piliers distaux angulés ne sont pas transmises dans l'axe des implants, ce qui fait que l'implant et le pilier seront soumis à des sollicitations mécaniques importantes.

4.3.3.3. Limites et contre indications

A la mandibule, une hauteur d'os de 8-10 mm au minimum est nécessaire au niveau de la symphyse et une épaisseur de 4-5mm est requise [49].

Au maxillaire, le volume osseux du prémaxillaire est divisé sur une radiographie panoramique en quatre parties : deux triangles postérieurs et deux rectangles antérieurs. Il faut au moins 10 mm de hauteur d'os et 4-5 mm d'épaisseur. Les triangles étant occupés par les implants inclinés, le nombre d'implants (2 ou 4) qui pourront être proposés dans les espaces rectangulaires restants disponibles sera choisi (fig 33). En effet un « all-on-four » au maxillaire peut aussi se transformer en « all on six ».

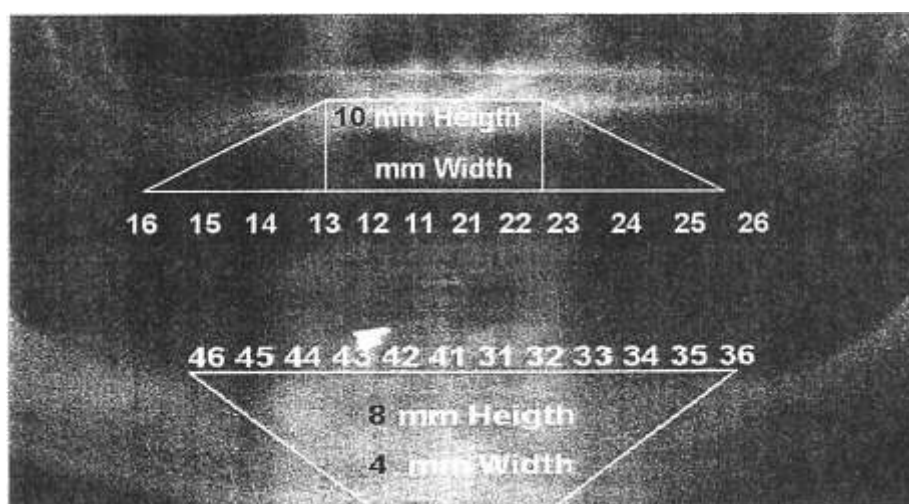


Fig 33: planification maxillaire de l'all-on-four selon Malo[49]

La technique du « all-on-four » est contre indiquée chez les patients ayant un très faible volume osseux antérieur.

Chez les patients ayant un sourire gingival important et une faible résorption osseuse, un problème esthétique pour le maxillaire supérieur peut apparaître.

4.4. Spécificité mécanique

4.4.1. Mécanique des vis

4.4.1.1. Dynamique du vissage

Il semble important de rappeler les notions concernant le vissage

Considérons le cas de deux pièces parfaitement adaptées entre elles posées l'une sur l'autre.

La vis descend de façon passive (fig 34 A), lorsque celle-ci est introduite entièrement dans le pas de vis elle s'arrête (fig 34 B). A ce stade aucune force de serrage n'est appliquée.

Pour effectuer le serrage, il faut appliquer à la vis un couple de force prédéterminé. Celui-ci provoquera la mise en tension de la vis jusqu'alors passive. Cette tension, se transmettant aux pièces à maintenir entre elles, assurera le serrage (fig 34 C).

Selon BURGUETE [8], le but du vissage est d'obtenir la tension qui maximisera la résistance de la vis à la fatigue tout en apportant une protection suffisante contre le dévissage.

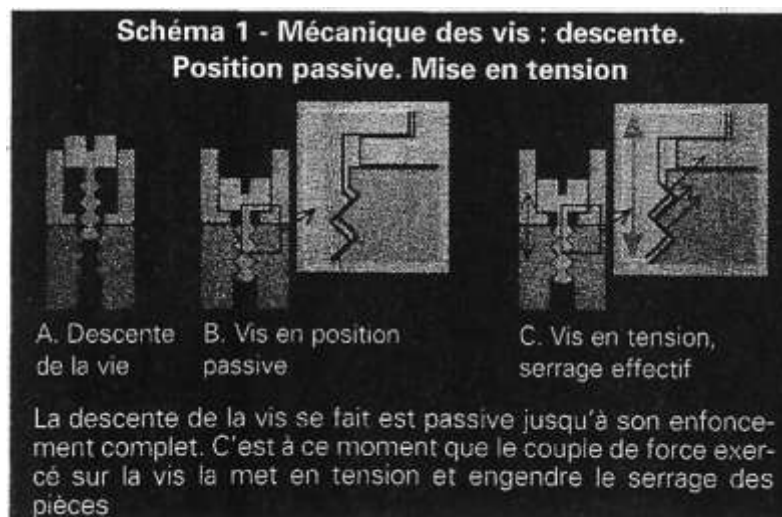


Fig 34: d'après [2]

Le serrage restera stable tant qu'aucune contrainte ne s'appliquera sur l'ensemble. En revanche des contraintes répétées peuvent entraîner à terme un dévissage de la vis et la séparation des pièces.

La condition initiale est que les pièces soient parfaitement adaptées, si ce n'est pas le cas elles se toucheront prématurément lors de la descente passive de la vis et donc avant que celle-ci ne soit complètement enfoncée dans le pas de vis.

Pour l'amener dans sa position finale le vissage deviendra actif, il faudra augmenter le couple de force et la mise en tension de la vis commencera prématurément. (fig 35 A et B). Ainsi le manque d'adaptation induira une force de serrage réduite entre les pièces et une tension plus importante entraînant l'usure prématurée de la vis.

Ces deux facteurs : diminution de la force de serrage et fragilisation de la vis auront pour conséquence de provoquer des dévissages prématurés et des fractures de la vis [8].

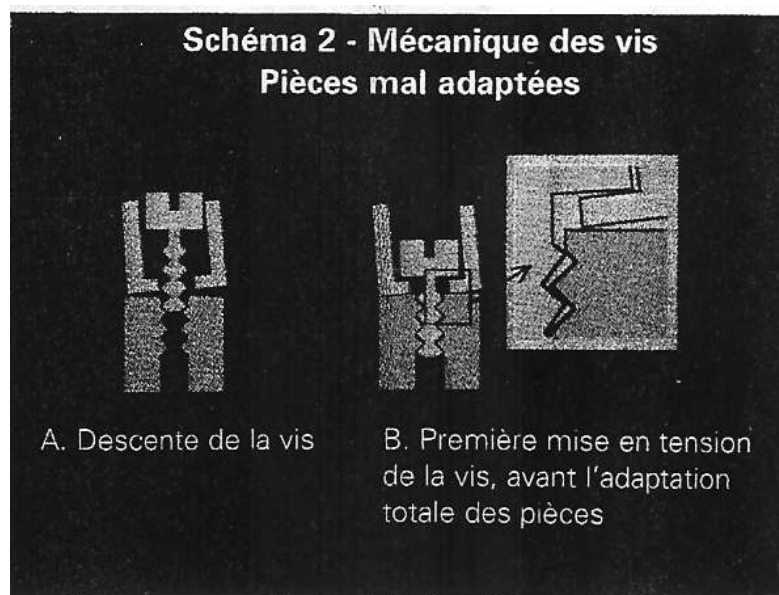


Fig 35: d'après[2]

4.4.1.2. Test du demi tour

Le test du demi-tour est un protocole d'évaluation clinique défini par JEMT [30] permettant de donner une méthode objective pour juger l'adaptation des armatures

Le protocole consiste à serrer une vis en or à une extrémité de la prothèse (fig 36 A). Celle-ci doit se visser complètement et sans contraintes. Puis on teste les autres vis en or. Chaque vis doit ainsi se visser de façon passive, la force manuelle restant la même tout au long du vissage. La position de la vis en fin de vissage passif est enregistrée (fig 36 B).

L'augmentation de la force nécessaire au vissage est significative de l'apparition de contraintes dans les structures déjà vissées. Pour visser complètement les deux pièces ensemble, le manque d'adaptation doit être compensé. Ceci se fait donc en augmentant la force de serrage et en mettant les vis en tension prématurément. La position de la vis en fin de vissage actif est enregistrée. Si la mise en tension prématurée ne dépasse pas un demi tour de vis l'armature est acceptée (fig 36 C) sinon elle doit être sectionnée et soudée pour parfaire son adaptation (fig 36 D).

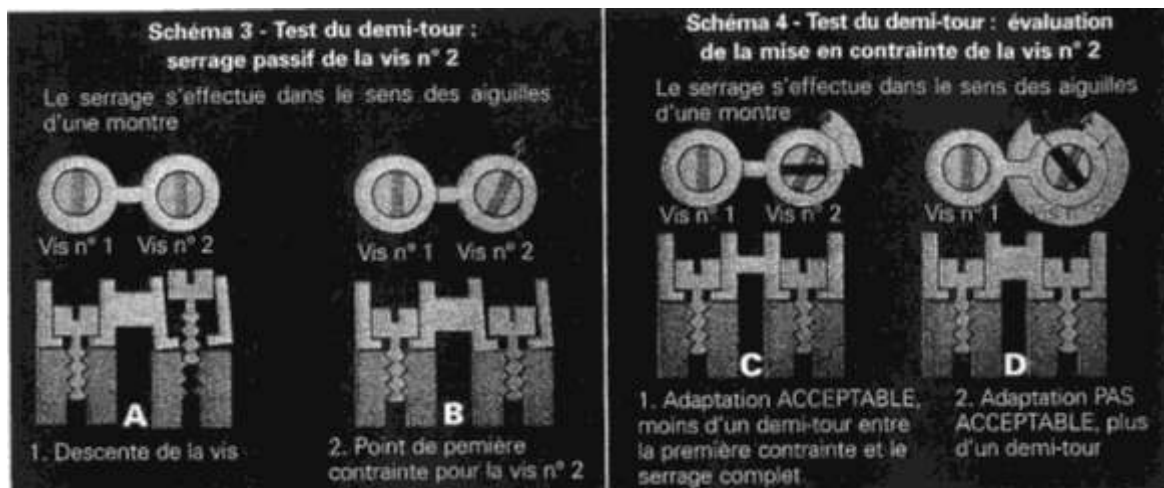


Fig 36: d'après[2]

4.5.Complications

4.5.1. Complications mécaniques

Les différentes complications mécaniques observées ont une double origine :

- Augmentation de la puissance masticatoire du patient
- Absence de récepteurs sensitifs autour des implants

Un patient édenté total et muni de prothèses amovibles correctement réalisées voit sa puissance masticatoire approximativement divisée par 5. Ce même patient muni d'une prothèse fixe implanto-portée vissée de 12 dents voit sa puissance masticatoire doubler en deux mois et au bout de trois ans celle-ci est triplée.

A moyen terme, une bonne partie des échecs et des complications liées à l'utilisation de dispositifs prothétiques sur racines artificielles est due à ce comportement biomécanique différent face à l'apparition des contraintes occlusales [77].

En l'absence des capacités d'absorption des différentes couches du parodonte, les forces occlusales appliquées sur un implant sont transmises directement au tissu osseux. Des conséquences pathologiques peuvent survenir de pressions excessives exercées sur les implants lors de la mastication. Les forces transmises aux implants peuvent entraîner des fractures d'un ou plusieurs composants de la structure implantaire, ainsi que des lyses de la structure osseuse [83].

A la lumière d'un grand nombre de travaux, la surcharge occlusale est la principale cause des complications mécaniques et que de plus elle pourrait compromettre l'ostéointégration. [77].

En prothèse vissée, le dévissage ou la fracture des vis sont des complications majeures suivies de près par les fractures de céramique, alors que peu de cas de dévissage des vis des piliers surviennent avec la technique par scellement (moins de 2%) [11].

Le taux de dévissage ou de fracture des vis avec la technique par vissage varie de 10 à 56% [67].

4.5.1.1. Les fractures

4.5.1.1.1. Fracture de l'implant

La fracture de l'implant peut avoir diverses origines, soit liées à la prothèse, soit liées à l'implant. MORGAN et coll [61] ont montré, en comparant 5 implants fracturés en bouche à des implants fracturés au laboratoire, qu'il s'agissait à chaque fois d'une fracture de fatigue et non d'un choc.

Les fractures de fatigue sont causées par des contraintes faibles mais répétées des millions de cycles. Elles sont occasionnées par des erreurs de choix de l'implant, par des défauts de conception de la prothèse, par des défauts de réalisation de la prothèse ou par des défauts du système implantaire insuffisamment testé avant sa commercialisation. Dans son étude, GOODACRE [22] signale que la fracture de l'implant est la complication mécanique la plus rare avec une incidence moyenne de 1 %.

4.5.1.1.2. Fracture du pilier

C'est une complication rarement signalée. Les fractures de piliers sont essentiellement constatées pour des piliers en une seule pièce adaptée aux implants non munis de systèmes antirotationnels. Les implants actuels tous munis de systèmes antirotationnels offrent des qualités de serrage supérieures. De plus les piliers en une seule pièce ont pratiquement disparu rendant cette complication extrêmement rare. Selon GOODACRE [22] l'incidence moyenne est de 2 %.

4.5.1.1.3. Fracture des vis du pilier ou de la prothèse

Ces fractures concernent les vis de piliers et les vis de prothèses directement vissées dans l'implant. Le plus souvent, la fracture d'une vis est précédée d'un ou de plusieurs desserrages. Selon KALLUS et BESSING [34] le dévissage des vis est démontré comme étant en relation avec des défauts de l'armature et peut être considéré comme étant dépendant de l'opérateur.

Lorsque les piliers sont usinés et donc parfaitement adaptés, la cause principale de leur fracture est l'occlusion ou des éléments en extension trop importants. Le vissage direct dans l'implant d'éléments de prothèse plus ou moins bien adapté est à l'origine des fractures de vis à l'intérieur de l'implant. L'incidence moyenne de fracture des vis de prothèse supportant une prothèse totale est très légèrement inférieure à celle supportant une prothèse partielle, 3% contre 5%. [22]

4.5.1.1.4. Fracture de la céramique

La littérature nous indique que plus de fractures surviennent sur les restaurations vissées sur implants.

La distorsion causée par les différentes étapes de fabrication se traduit par des micro-contraintes transmises à l'armature lors de serrage final. Ces contraintes sont transmises à la céramique et peuvent entraîner sa fracture éventuelle. Le puits d'accès de la vis de prothèse crée ainsi une zone de faiblesse au niveau de la céramique, ce qui peut produire sa fracture [56].

4.5.2. Occlusion et esthétique

En l'absence de cavités d'accès aux vis de prothèses situées au centre de la surface occlusale de la prothèse, l'approche par scellement est plus esthétique.

Dans les secteurs incisivo-canin, le recours à une technique scellée permet de placer les implants dans une position plus vestibulée : l'axe implantaire passe alors par le bord incisif des dents, ce qui permet une meilleure répartition des forces de mastication en réduisant les contraintes non axiales très nuisibles [73].

En prothèse vissée, au niveau des dents postérieures, les puits d'accès peuvent représenter jusqu'à 50% de la surface occlusale totale. Un nombre de contacts occlusaux seront donc situés en dehors du périmètre implantaire et imposeront des forces de cisaillement non axiales.

En technique vissée, la surface occlusale doit être plus importante afin de positionner la vis, ce qui n'est pas le cas en technique scellée, la surface occlusale est réduite et on diminue ainsi l'effet porte à faux en minimisant les contraintes non axiales [58].

De plus, le calage occlusal s'effectue sur de la céramique et non sur du composite placé dans le puits d'accès aux vis de prothèse. Ces obturations en composite s'usent plus rapidement que la céramique et nécessitent un entretien régulier. Suite à l'usure rapide de ces obturations, des interférences dans les mouvements de latéralité peuvent se créer et compromettre le succès global du traitement.

Les complications esthétiques affectent 10 % des réhabilitations. [22]

4.5.3. Complications fonctionnelles

4.5.3.1. Rétention alimentaire

Une rétention alimentaire est généralement observée lors de la réalisation de bridge sur pilotis à cause de l'espace entre la fausse gencive et le col de l'implant. Un défaut de conception de la prothèse, comme un surplomb augmenté de la fausse gencive, aggrave cette rétention.

4.5.3.2. Complications phonétiques

Des lettres comme le « s » et le « t » nécessitent un appui de la langue sur la surface linguale des incisives centrales maxillaires. La présence de vis de prothèses et d'ouverture d'embrasures ne facilitent pas l'obtention d'une phonation correcte même après une période d'adaptation de quelques mois.

En effet, la prononciation correcte du son « s » nécessite le passage de l'air entre la langue et la face linguale des incisives centrales supérieures. La présence d'une émergence implantaire interdit le placement correct de la langue. La présence de connexion ou d'une reconstruction non adhérente à la gencive (bridge sur pilotis) ne favorise pas l'étanchéité cervicale indispensable à cette prononciation.

La prononciation correcte du son « t » nécessite une pression franche de la langue au niveau de la face linguale des incisives centrales supérieures. La présence d'une tête de vis ou d'une émergence implantaire rend cette prononciation correcte impossible.

L'étude de LUNDQUIST et coll [48] montrent que la lettre « t » n'est audible que dans 55% des cas six mois après la mise en place de la prothèse implanto-portée au maxillaire et que la lettre « s » n'est audible que dans 35% des cas. Le délai de six mois montre en outre que la période d'adaptation à la prothèse est largement dépassé et que le défaut de phonation se maintiendra avec le temps.

5. CONCLUSION

A l'heure où l'obligation de moyens tend à se transformer en obligation de résultats dans l'esprit des patients, il est primordial de concevoir nos réhabilitations prothétiques dans un environnement favorable en particulier en termes de quantité et qualité des structures osseuse et des tissus mous sus-jacents.

L'implantologie, qui a pour finalité la restauration d'édentements, est grâce à l'apport de nombreuses recherches cliniques, une solution thérapeutique très fiable (95% de taux de succès). Les études cliniques mettent le plus souvent en avant des prothèses vissées. Celles-ci sont donc bien mieux connues dans leur stabilité à long terme que les prothèses scellées. La standardisation des composants, ainsi que des méthodes bien définies de vérification, assurent un contrôle optimal de ce genre de traitement.

Ceci étant, ces solutions prothétiques doivent être planifiées avant la pose des implants et le chirurgien en charge de cette pose doit le faire en connaissance de cause des impératifs chirurgicaux et prothétiques.

En effet, il appartient au praticien d'appréhender la biomécanique et les différents paramètres ayant une influence sur le choix de la reconstitution afin de s'assurer du succès et de la pérennité du traitement.

Les indications et contre-indications doivent être respectées et les avantages/inconvénients des différents dispositifs prothétiques doivent être analysés et confrontés aux impératifs esthétiques et fonctionnels demandés par le patient.

Dans les reconstitutions implanto-portées de grande étendue, le choix d'un schéma occlusal rigoureux, prenant en compte la nature de l'arcade antagoniste, est capital. En effet, un concept occlusal mal adapté est pour un certain nombre d'auteurs une des principales causes d'échec.

En prothèse vissée, la présence des puits d'accès, la nature du matériau obturant ces puits et la longueur des extensions distales sont des éléments à appréhender car ils peuvent modifier l'occlusion et par conséquent la stabilité à moyen et long terme de la reconstitution implanto-portée.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIE

1. ADELL R, LEKHOLM U, ROCKLER B et coll.

A 15-years study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw.
Int J Oral Surg 1981;**10**(6):387-416.

2. ALBOUY JP, RUFFRA B et TALHOUK R.

la prothèse implantaire vissée dans le traitement de l'édentement partiel.
Synergie Prothétique 2001;**3**(3):184-198.

3. ALBREKTSSON T, ZARB GA, WORTHINGTON P et coll.

The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success.
Int J Oral Maxillofac Implants 1986;**1**(1):11-25.

4. BAHAT O.

Treatment planning and placement of implants in the posterior maxillae: report of 732 consecutive Nobelpharma implants.
Int J Oral Maxillofac Implants 1993;**8**(2):151-161.

5. BERT M.

Les implants dentaires: bases fondamentales, techniques chirurgicales, applications clinique.
Paris: Cdp, 1987.

6. BINON PP.

The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability.
Int J Prosthodont 1996;**9**(2):149-160.

7. BLANCHARD JP, BARTALA M et BROUSSEAUD J.

Occlusion et prothèse implanto-portée étendue.
Stratégie Prothétique 2005;**5**(4):283-290.

8. BURGUETE RL, JOHNS RB, KING T et coll.

Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants.
J Prosthet Dent 1994;**71**(6):592-599.

9. CARLSSON GE.

Dental occlusion: modern concepts and their application in implant prosthodontics.

Odontology 2009;**97**(1):8-17.

10. CHAYTOR D, ZARB GA, SCHMITT A et coll.

The longitudinal effectiveness of osseointegrated dental implants. The Toronto Study: bone level changes.

Implant Dent 1992;**1**(1):90.

11. CHEE W, FELTON DA, JOHNSON PF et coll.

Cemented versus screw-retained implant prostheses: which is better?

Int J Oral Maxillofac Implants 1999;**14**(1):137-141.

12. CHICHE GJ et PINAULT A.

Morphologie des restaurations implantaire dans les secteurs cuspidés.

Cah Prothèse 1990;**72**:66-83.

13. CLELLAND NL et VAN PUTTEN MC.

Comparison of strains produced in a bone simulant between conventional cast and resin-luted implant frameworks.

Int J Oral Maxillofac Implants 1997;**12**(6):793-799.

14. DAAS M, POSTAIRE M, BRUTUS V et coll.

Les traitements implantaires avec Nobelguide®.

Paris: Quintessence International, 2008.

15. DAVARPANAH M, JAKUBOWICZ-COHEN B, CARAMAN M et coll.

Les implants en odontologie. Collection Memento

Paris: Cdp, 2006.

16. DAVARPANAH M, MARTINEZ H, TECUCIANU JF et coll.

Small-diameter implants: indications and contraindications.

J Esthet Dent 2000;**12**(4):186-194.

17. **DAVARPANA M, SZMUKLER-MONCLER S, KHOURY P et coll.**
Manuel d'implantologie clinique: concepts, protocoles et innovations récentes; 2è ed.
Paris: Cdp, 2008.
18. **DAVARPANA M, SZMUKLER-MONCLER S, MOLLOY S et coll.**
Théorie et pratique de la mise en charge immédiate.
Paris: Quinessence International, 2007.
19. **DIXON DL, BREEDING LC, SADLER JP et coll.**
Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs.
J Prosthet Dent 1995;**74**(3):270-278.
20. **DUBRUILLE JH, GOUDOT P, MUSTER D et coll.**
Réhabilitation globale en implantologie.
Encycl Med Chir (Paris), Odontologie, 23-330-A10; 1994;**30**.
21. **FORSMALM G.**
Evaluating implant post strength.
Nobel Biocare Glob Forum 1996:10-15.
22. **GOODACRE CJ, BERNAL G, RUNGCHARASSAENG K et coll.**
Clinical complications with implants and implant prostheses.
J Prosthet Dent 2003;**90**(2):121-132.
23. **GRUNDER U et STRUB JR.**
Implant-supported suprastructure design.
Int J Periodont Rest Dent 1990;**10**(1):18-39.
24. **HAMMERLE CH, WAGNER D, BRAGGER U et coll.**
Threshold of tactile sensitivity perceived with dental endosseous implants and natural teeth.
Clin Oral Implants Res 1995;**6**(2):83-90.
25. **HJALMARSSON L et SMEDBERG JI.**
A 3-year retrospective study of Cresco frameworks: preload and complications.
Clin Implant Dent Relat Res 2005;**7**(4):189-199.

26. HOBKIRK JA et BROUZIOTOU-DAVAS E.

The influence of occlusal scheme on masticatory forces using implant stabilized bridges.
J Oral Rehabil 1996;**23**(6):386-391.

27. HOBBO S, ICHIDA E et GARCIA LT.

Osseointegration and occlusal rehabilitation.
Tokyo: Quintessence International, 1989.

28. IPLIKCIOGLU H et AKCA K.

Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone.
J Dent 2002;**30**(1):41-46.

29. JACOBS R et VAN STEENBERGHE D.

Comparative evaluation of the oral tactile function by means of teeth or implant-supported prostheses.
Clin Oral Implants Res 1991;**2**(2):75-80.

30. JEMT T.

Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup.
Int J Oral Maxillofac Implants 1991;**6**(3):270-276.

31. JEMT T.

Fixed implant-supported prostheses in the edentulous maxilla. A five-year follow-up report.
Clin Oral Implants Res 1994;**5**(3):142-147.

32. JEMT T, BOOK K et KARLSSON S.

Occlusal force and mandibular movements in patients with removable overdentures and fixed prostheses supported by implants in the maxilla.
Int J Oral Maxillofac Implants 1993;**8**(3):301-308.

33. JEPSEN A.

Root surface measurement and a method for x-ray determination of root surface area.
Acta Odontol Scand 1963;**21**:35-46.

34. KALLUS T et BESSING C.

Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years.
Int J Oral Maxillofac Implants 1994;**9**(2):169-178.

35. KARL M, WINTER W, TAYLOR TD et coll.

In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures.
Int J Oral Maxillofac Implants 2004;**19**(1):30-37.

36. KHAYAT P, MISSIKA P et HOCKERS T.

Panorama des options prothétiques en implantologie ostéo-intégrée.
Cah Prothèse 1990;**72**:14-24.

37. KIM Y, OH TJ, MISCH CE et coll.

Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale.
Clin Oral Implants Res 2005;**16**(1):26-35.

38. KOCA OL, ESKITASCIOGLU G et USUMEZ A.

Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor.
J Prosthet Dent 2005;**93**(1):38-44.

39. KREKMANOV L, KAHN M, RANGERT B et coll.

Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support.
Int J Oral Maxillofac Implants 2000;**15**(3):405-414.

40. LE GALL M et SAADOUN AP.

Quelle surface portante pour un implant?
J Parodontol 1993;**12**(4):317-332.

41. LE GALL M et SAADOUN AP.

Technique originale de positionnement des implants. .
Cah. Prothèse Implant 1993;2:21-38.

42. LE GALL MG et LAURET JF.

La fonction occlusale: implications cliniques.
Paris: Cdp, 2008.

43. LECLERCQ PH.

Analyse comparative des différents types de jonction "implant-prothèse".
Cah Prothèse 1990;72:28-44.

44. LEKHOLM U et ZARB GA.

Patient selection and preparation. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry.
Chicago: Quintessence International, 1985.

45. LINDH C, PETERSSON A et ROHLIN M.

Assessment of the trabecular pattern before endosseous implant treatment: diagnostic outcome of periapical radiography in the mandible.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1996;82(3):335-343.

46. LINDSTROM H et PREISKEL H.

The implant-supported telescopic prosthesis: a biomechanical analysis.
Int J Oral Maxillofac Implants 2001;16(1):34-42.

47. LUNDQUIST S et HARALDSON T.

Occlusal perception of thickness on patients with bridges on osseointegrated oral implants.
Scand J Dent Res 1984;92(1):88-92.

48. LUNDQVIST S, LOHMANDER-AGERSKOV A et HARALDSON T.

Speech before and after treatment with bridges on osseointegrated implants in the edentulous upper jaw.
Clin Oral Implants Res 1992;3(2):57-62.

49. MALO P, RANGERT B et NOBRE M.

"All-on-Four" immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study.

Clin Implant Dent Relat Res 2003;5 (Suppl 1):2-9.

50. MARIANI P.

La prothèse implanto-portée chez l'édenté total: étapes cliniques.

Réal Clin 1998;9(1):93-111.

51. MARIANI P, MARGOSSIAN P et LABORDE G.

Choix d'un concept occlusal en implantologie. 1ère partie: données fondamentales.

Stratégie Prothétique 2008a;8(1):5-13.

52. MARIANI P, MARGOSSIAN P et LABORDE G.

Choix d'un concept occlusal en implantologie. 2ème partie: applications pratiques.

Stratégie Prothétique 2008b;8(3):165-181.

53. MARSEILLER E.

Les dents humaines: morphologie.

Paris: Gauthier-Villars, 1958.

54. MARTINEZ H, RENAULT P, GEORGES-RENAULT G et coll.

Les implants: chirurgie et prothèse: choix thérapeutique stratégique.

Paris: Cdp, 2008.

55. MISCH CE.

Classification de l'os disponible en implantologie.

Implantodontie 1992;6:12-23.

56. MISCH CE.

Contemporary Implant Dentistry.

St Louis: Mosby, 1999.

57. **MISCH CE.**

Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive been loading.

Int J Oral Implantol 1990;**6**(2):23-31.

58. **MISCH CE.**

Screw-retained versus cement-retained implant-supported prostheses.

Pract Periodont Aesthet Dent 1995;**7**(9):15-18.

59. **MISCH CE et BIDES MW**

Implant-protected occlusion.

Int J Dent Symp 1994;**2**(1):32-37.

60. **MISCH CE, SUZUKI JB, MISCH-DIETSH FM et coll.**

A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support.

Implant Dent 2005;**14**(2):108-116.

61. **MORGAN MJ, JAMES DF et PILLIAR RM.**

Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant.

Int J Oral Maxillofac Implants 1993;**8**(4):409-414.

62. **MUHLEMANN HR.**

Tooth mobility: a review of clinical aspects and research findings.

J Periodontol 1967;**38**(6) (Suppl):686-713.

63. **NENTWIG G.**

L'implantologie moderne sur la base des expériences acquises avec l'implant Ankylos.

Implantodontie 1998;**31**:77-80.

64. **NISAND D et RENOUEARD F.**

Implants courts versus greffes osseuses sous-sinusiennes: étude clinique rétrospective.

J Parodontol Implantol Orale 2006;**25**(4):281-287.

65. NOBEL BIO CARE (LABORATOIRE).

All on four: procédures and produits.

Paris: Nobel Biocare France, 2008.

66. PIERRISNARD L, RENOUEARD F, RENAULT P et coll.

Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution.

Clin Implant Dent Relat Res 2003;**5**(4):254-262.

67. PIETRABISSA R, GIONSO L, QUAGLINI V et coll.

An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses.

Clin Oral Implants Res 2000;**11**(5):448-457.

68. POITRAS Y et BENKO Y.

Caractéristiques de l'ancrage prothétique sur implants: visser ou sceller.

Réal Clin 2002;**13**(4):367-376.

69. QUIRYNEN M, NAERT I, VAN STEENBERGHE D et coll.

A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part I: Periodontal aspects.

J Prosthet Dent 1992;**68**(4):655-663.

70. RANGER B, JEMT T et JORNEUS L.

Forces and moment on branemark implants.

Int J Oral Maxillofac Implants 1987;**4**:241-247.

71. RICHTER EJ.

In vivo horizontal bending moments on implants.

Int J Oral Maxillofac Implants 1998;**13**(2):232-244.

72. RICHTER EJ.

Biomécanique des implants dentaires: aspect théoriques.

Rev Belge Med Dent 1987;**42**(6):186-190.

73. SADAN A.

Cement considerations for implant-supported restorations.

Pract Periodont Aesthet Dent 2000;**12**(4):356.

74. SAHIN S et CEHRELLI MC.

The significance of passive framework fit in implant prosthodontics:current status.

Implant Dent 2001;**10**:85-89.

75. SCHULTE JK.

External hex manufacturing tolerances of six implant systems: a pilot study.

Implant Dent 1994;**3**(1):51-53.

76. SCHULTE W.

Implants and the periodontium.

Int Dent J 1995;**45**(1):16-26.

77. SCHWARZ MS.

Mechanical complications of dental implants.

Clin Oral Implants Res 2000;**11** (Suppl 1):156-158.

78. SEKINE H, KOMIYAMA Y, HOTTA H et coll.

Mobility characteristics and tactile sensitivity of osseointegrated fixture-supporting systems.

In Van Steenberghe D : Tissue integration in oral and maxillofacial reconstructions.

Medica Excerpta,1986;326-332.

79. SIMONET P.

Inadaptation des prothèses transvissées sur implants. Conséquences biologiques et contrôles cliniques.

Alternatives 2002;**15**:3-12.

80. STEPHAN G, NOHAERT R et MARIANI P.

Choix du concept occlusal chez l'édenté total réhabilité par une prothèse implantaire.

Stratégie Prothétique 2006;**6**(1):35-46.

81. TARNOW DP, CHO SC et WALLACE SS.

The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest.
J Periodontol 2000;**71**(4):546-549.

82. TEN CATE AR.

Tissue integrated prosthesis: osseointegration in clinical dentistry.
Chicago: Quintessence Publishing 1985.

83. VALENTIN I, TAÏEB A, BENHAÏM L et coll.

Analyse de la répartition des contraintes os-implant.
Cah Prothèse 1990;**72**:142-153.

84. WEE AG, AQUILINO SA et SCHNEIDER RL.

Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature.
Int J Prosthodont 1999;**12**(2):167-178.

85. WEINBERG LA.

Reduction of implant loading with therapeutic biomechanics.
Implant Dent 1998;**7**(4):277-285.

86. WEINBERG LA.

Vertical dimension: a research and clinical analysis.
J Prosthet Dent 1982;**47**(3):290-302.

87. WEINBERG LA et KRUGER B.

A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables.
Int J Prosthodont 1995;**8**(5):421-433.

88. WHEELER R.

Dental anatomy, physiology and occlusion.
Saunders, 1974.

ROUMILHAC (Nicolas).- Les grandes reconstitutions fixes implanto-portées non scellées.
-103 f. ; 36 ill. ; 88 ref. ; 30 cm. (Thèse : Chir. Dent. ; Nantes ; 2010)

RESUME :

Afin de prodiguer des soins conformément aux données de la science, la restauration des maxillaires au moyen d'implants endo-osseux doit faire partie des solutions proposées à nos patients.

En prothèse fixe implanto-portée, deux choix sont possibles : scellée ou vissée.

De nombreux facteurs et paramètres entrent alors en jeu. Le respect des indications et contre-indications ainsi qu'un schéma occlusal rigoureux sont des éléments incontournables afin de s'assurer du succès et de la pérennité du traitement.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT : Prothèse implantaire

MOTS CLES MESH :

Implant dentaire- Prothèse dentaire- Biomécanique

Dental implant- Dental prosthesis- Biomechanics

JURY :

Président : Professeur LABOUX O.

Assesseur : Docteur AMOURIQ Y.

Assesseur : Docteur SAFFARZADEH A.

Directeur : Docteur HOORNAERT A.

ADRESSE DE L'AUTEUR :

56 route de Saint Sébastien

44200 NANTES

nicoroum86@hotmail.fr