

Creative commons : Paternité - Pas d'Utilisation Commerciale -
Pas de Modification 2.0 France (CC BY-NC-ND 2.0)



<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/2.0/fr>

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD-LYON I
U.F.R. D'ODONTOLOGIE

Année 2014



THESE N° 2014 LYO 1D 034

T H E S E
POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le : 24 Juin 2014

par

BARBEROT Romain

Né le 22 Octobre 1987 à Rouen (76)

Reconstitutions fixes dento-implanto portées

JURY

Mme MILLET Catherine

Président

Mme CHAUX-BODARD Anne-Gaëlle

Assesseur

Mr EXBRAYAT Patrick

Assesseur

Mr VENET Laurent

Assesseur

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON I

Président de l'Université	M. le Professeur F-N. GILLY
Vice-Président du Conseil d'Administration	M. le Professeur H. BEN HADID
Vice-Président du Conseil Scientifique	M. le Professeur P-G. GILLET
Vice-Président du Conseil des Etudes et de Vie Universitaire	M. le Professeur P. LALLE
Directeur Général des Services	M. A. HELLEU

SECTEUR SANTE

Comité de Coordination des Etudes Médicales	Président : Mme le Professeur C. VINCIGUERRA
Faculté de Médecine Lyon Est	Directeur : M. le Professeur. J. ETIENNE
Faculté de Médecine et Maïeutique Lyon-Sud Charles Mérieux	Directeur : Mme le Professeur C. BURILLON
Faculté d'Odontologie	Directeur : M. le Professeur D. BOURGEOIS
Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques	Directeur : Mme le Professeur C. VINCIGUERRA
Institut des Sciences et Techniques de la Réadaptation	Directeur : M. le Professeur Y. MATILLON
Département de Formation et Centre de Recherche en Biologie Humaine	Directeur : Mme le Professeur A.M. SCHOTT

SECTEUR SCIENCES ET TECHNOLOGIES

Faculté des Sciences et Technologies	Directeur : M. le Professeur F. DE MARCHI
UFR des Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives	Directeur : M. le Professeur C. COLLIGNON
Institut Universitaire de Technologie Lyon 1	Directeur : M. C. VITON, Maître de Conférences
Ecole Polytechnique Universitaire de l'Université Lyon 1	Directeur : M. P. FOURNIER
Institut de Science Financière et d'Assurances	Directeur : Mme le Professeur V. MAUME DESCHAMPS
Ecole Supérieure du Professorat et de l'Education (ESPE)	Directeur : M. A. MOUGNIOTTE
Observatoire de Lyon	Directeur : M. B. GUIDERDONI, Directeur de Recherche CNRS
Ecole Supérieure de Chimie Physique Electronique	Directeur : M. G. PIGNAULT

FACULTE D'ODONTOLOGIE DE LYON

Doyen : M. Denis BOURGEOIS, Professeur des Universités
Vice-Doyen : Mme Dominique SEUX, Professeur des Universités
Vice-Doyen : M. Stéphane VIENNOT, Maître de Conférences
Vice-Doyen Etudiant : Mlle DARNE Juliette

SOUS-SECTION 56-01: **PEDODONTIE**

Professeur des Universités : M. Jean-Jacques MORRIER
Maître de Conférences : M. Jean-Pierre DUPREZ

SOUS-SECTION 56-02 : **ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE**

Maîtres de Conférences : M. Jean-Jacques AKNIN, Mme Sarah GEBEILE-CHAUTY,
Mme Claire PERNIER, Mme Monique RABERIN

SOUS-SECTION 56-03 : **PREVENTION - EPIDEMIOLOGIE
ECONOMIE DE LA SANTE - ODONTOLOGIE LEGALE**

Professeur des Universités : M. Denis BOURGEOIS
Professeur des Universités Associé : M. Juan Carlos LLODRA CALVO
Maître de Conférences : M. Bruno COMTE

SOUS-SECTION 57-01 : **PARODONTOLOGIE**

Maîtres de Conférences : Mme Kerstin GRITSCH, M. Pierre-Yves HANACHOWICZ,
M. Philippe RODIER,

SOUS-SECTION 57-02 : **CHIRURGIE BUCCALE - PATHOLOGIE ET THERAPEUTIQUE
ANESTHESIOLOGIE ET REANIMATION**

Maître de Conférences : Mme Anne-Gaëlle CHAUX-BODARD, M. Thomas FORTIN,
M. Jean-Pierre FUSARI

SOUS-SECTION 57-03 : **SCIENCES BIOLOGIQUES**

Professeur des Universités : M. J. Christophe FARGES
Maîtres de Conférences : Mme Odile BARSOTTI, Mme Béatrice RICHARD,
Mme Béatrice THIVICHON-PRINCE, M. François VIRARD

SOUS-SECTION 58-01 : **ODONTOLOGIE CONSERVATRICE - ENDODONTIE**

Professeur des Universités : M. Pierre FARGE, M. Jean-Christophe MAURIN, Mme Dominique SEUX
Maîtres de Conférences : Mme Marion LUCCHINI, M. Thierry SELLI, M. Cyril VILLAT

SOUS-SECTION 58-02 : **PROTHESE**

Professeurs des Universités : M. Guillaume MALQUARTI, Mme Catherine MILLET
Maîtres de Conférences : M. Christophe JEANNIN, M. Renaud NOHARET, M. Gilbert VIGUIE,
M. Stéphane VIENNOT, M. Bernard VINCENT

SOUS-SECTION 58-03 : **SCIENCES ANATOMIQUES ET PHYSIOLOGIQUES
OCCLUSODONTIQUES, BIOMATERIAUX, BIOPHYSIQUE,
RADIOLOGIE**

Professeur des Universités : Mme Brigitte GROSGOGEAT, M. Olivier ROBIN

Maîtres de Conférences :
Maître de Conférences Associé :

M. Patrick EXBRAYAT, Mme Sophie VEYRE-GOULET
Mme Doris MOURA CAMPOS

MILLET Catherine
Professeur des Universités à l'UFR d'Odontologie de Lyon
Praticien-Hospitalier
Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur de l'Université Lyon I
Habilitée à Diriger des Recherches

Professeur Millet, nous sommes heureux que vous présidiez notre thèse. Vous nous avez beaucoup appris notamment en prothèse totale, et c'était toujours un plaisir que de venir trouver chez vous les réponses aux questions que nous pouvions nous poser en clinique.

Votre patience, accessibilité et compétence font de vous une personne essentielle au centre de soin, et que nous apprécions particulièrement.

Nous vous prions de croire en nos sentiments les meilleurs.

CHAUX-BODARD Anne-Gaëlle
Maître de Conférences à l'UFR d'Odontologie de Lyon
Praticien-Hospitalier
Docteur en Chirurgie Dentaire
Ancien Interne en Odontologie
Docteur de l'Université Grenoble 1

Nous avons été ravis de travailler en chirurgie et implantologie avec vous Docteur Bodard durant ces trois années d'études au centre de soin!

Que ce soit aux urgences HEH ou en chirurgie au centre de soin, votre sympathie, confiance et compétence sont fortement appréciées !

Nous garderons toujours à l'esprit que notre premier implant (ce n'est pas rien!) fût un vrai combat et qu'il a été posé dans une ambiance détendue.

Veillez trouver ici le témoignage de mes sincères remerciements et de mon profond respect.

EXBRAYAT Patrick
Maître de Conférences à l'UFR d'Odontologie de Lyon
Praticien-Hospitalier
Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur Exbrayat, nous vous remercions d'avoir accepté d'être le directeur de cette thèse. Vous nous avez appris beaucoup en implantologie ainsi qu'en communication. Nous vous sommes également reconnaissant pour votre disponibilité et votre aide à l'établissement de ce travail à distance.

Veillez trouver l'expression de notre respectueuse considération et de notre sincère gratitude.

C'est un honneur que de vous avoir comme maître de thèse.

VENET Laurent
Assistant hospitalo-universitaire au CSERD de Lyon
Ancien Interne en Odontologie
Docteur en Chirurgie Dentaire

Merci Laurent pour avoir accepté de siéger dans notre jury,
c'est pour nous un plaisir que de partager une relation aux multiples
"facettes" avec un ami.

Nous te prions de croire dans nos sentiments les meilleurs.

INTRODUCTION.....	3
1 ANATOMIE DENTAIRE ET IMPLANTAIRE.....	4
1.1 LA DENT SUR LE LIGAMENT.....	4
1.1.1 Anatomie dentaire.....	4
1.1.2 Le parodonte et son rapport avec la dent.....	5
1.1.2.1 La gencive.....	6
1.1.2.2 Le cément.....	7
1.1.2.3 Le ligament.....	7
1.1.2.4 L'os alvéolaire.....	9
1.2 L'IMPLANT DANS L'OS.....	10
1.2.1 Morphologies implantaire.....	10
1.2.1.1 Profil implantaire.....	11
1.2.1.2 Connexion prothétique.....	12
1.2.2 Ostéointégration.....	13
1.2.2.1 Définition.....	13
1.2.2.2 Intérêt du titane.....	14
1.2.2.3 Intérêt de l'état de surface.....	15
1.2.2.4 Prise en charge et réaction osseuse.....	15
1.2.3 Mise en place en deux temps selon Branemark.....	17
1.2.4 Mise en place en un temps chirurgical.....	18
1.2.5 Indications et contre-indications à l'implantologie.....	19
1.2.6 Comment définir le « succès » en implantologie ?.....	20
1.3 DIFFERENCES ENTRE DENTS ET IMPLANTS.....	22
1.3.1 Proprioception.....	22
1.3.2 Amortissement.....	23
1.3.3 Formes et leur influence en mécanique.....	25
1.3.4 Occlusion.....	25
2 RECONSTITUTIONS DENTO-IMPLANTO-PORTEES.....	27
2.1 INTERETS.....	27
2.1.1 Patients irradiés, âgés, immunodéprimés, tabagiques.....	27
2.1.2 Ménager la psychologie du patient.....	29
2.1.3 Problème d'ostéo intégration.....	30
2.1.4 Provisoire fixe.....	30
2.1.5 Eviter chirurgies lourdes et prothèses adjointes.....	30
2.1.6 Réduire la durée des traitements, leur coût.....	31
2.1.7 Conservation de la proprioception : la dent protège l'implant.....	31
2.1.8 En contention lors de problèmes paro : l'implant protège la dent.....	32
2.1.9 Eviter les cantilevers.....	33

2.1.10	<i>Lors d'un problème de place</i>	34
2.2	INCONVENIENTS – RISQUES	35
2.2.1	<i>Intrusion</i>	36
2.2.1.1	<i>Etiologies</i>	36
2.2.1.2	<i>Manifestations de l'intrusion</i>	40
2.2.2	<i>Complication dentaire</i>	40
2.2.3	<i>Complication prothétique</i>	41
2.2.4	<i>Complication osseuse</i>	43
2.3	LIMITES.....	44
2.3.1	<i>Des études</i>	44
2.3.1.1	<i>Etudes statistiques</i>	44
2.3.1.2	<i>Etudes par méthode des éléments finis et sur modèle en résine photo élastique</i>	45
2.3.2	<i>Limites anatomiques</i>	46
2.3.3	<i>Limites propres au praticien</i>	46
3	CONSEILS DE REALISATION	47
3.1	SELECTION SOIGNEUSE DU PATIENT	47
3.2	SELECTION SOIGNEUSE DES DENTS - EVITER LE CUMUL DES FACTEURS DE RISQUES.....	48
3.2.1	<i>Facteurs de risque géométrique</i>	50
3.2.2	<i>Facteurs de risque occlusal</i>	50
3.2.3	<i>Facteurs de risque osseux</i>	50
3.2.4	<i>Facteurs de risque technologique</i>	51
3.3	REPARTITION UNIFORME DES CONTRAINTES.....	52
3.3.1	<i>Conception de prothèse adaptée</i>	52
3.3.1.1	<i>Intermédiaire court</i>	56
3.3.1.2	<i>Implants larges et courts</i>	56
3.3.1.3	<i>Cantilevers distaux avec précaution</i>	58
3.3.1.4	<i>Choix de système implantaire adapté</i>	58
3.3.2	<i>Bonne gestion de l'occlusion</i>	60
3.4	RIGIDITE OU AMORTI ?	62
3.4.1	<i>Connexion rigide</i>	62
3.4.2	<i>Préparations rétentives</i>	63
3.4.3	<i>Parallélisme des piliers dentaires et implantaire</i>	63
3.4.4	<i>Prothèse scellée de façon permanente</i>	64
3.5	IMPORTANCE DE LA RESTAURATION PROVISoire	64
3.6	ARCADE ANTAGONISTE.....	64
	CONCLUSIONS	66
	BIBLIOGRAPHIE	68

Introduction

La connexion entre dents et implants était utilisée originellement par les praticiens pour son apport anti-rotationnel. Depuis, les systèmes ont évolué, cette liaison n'est plus nécessaire et est même à éviter. D'une part car les ingénieurs ont intégré dans la conception des implants une composante anti-rotationnelle (1984-premier implant anti-rotationnel par Core-Vent), et d'autre part, car la liaison de dents avec les implants ajoute un facteur de risque géométrique.

En effet, l'implant ostéo-intégré est ankylosé dans l'os, donc quasi immobile, alors que la dent possède grâce à son ligament qui la relie à l'os, une mobilité 10 à 100 fois supérieure. La conception théorique biomécanique étant controversée, la question de la pérennité de la prothèse fixe sur dents et implants se pose alors.

Pour éviter ce facteur de risque, il est préférable, et c'est devenu la règle, de ne concevoir que des prothèses strictement implanto-portées.

Cependant lors de certaines situations (anatomiques, psychologiques...) ou d'échec d'ostéointégration d'implant, quelques praticiens s'autorisent tout de même à proposer des prothèses dento-implanto-portées (PDIP) à certains de leurs patients.

Nous exposerons tout d'abord les différences anatomiques et topographiques entre dent et implant pour comprendre l'objet du problème. Nous analyserons ensuite au travers de la bibliographie les avantages et risques d'une telle technique. Enfin, nous exposerons concrètement la marche à suivre pour tenter de réaliser au mieux et de manière durable ces prothèses mixtes.

1 Anatomie dentaire et implantaire

1.1 La dent sur le ligament

1.1.1 Anatomie dentaire

La dent est formée de 3 parties distinctes: la couronne visible en bouche, la racine implantée dans l'os et le ligament alvéolo-dentaire ou desmodonte qui relie la racine à l'os. (Site 1)

La couronne est formée de 3 couches:

- L'émail forme la couche externe. Ce tissu est minéralisé à 97 % par l'hydroxyapatite. Les 3 % restants constituent la trame organique, composée essentiellement de collagène et d'eau. Tissu le plus dur du corps humain, il sert ainsi à l'identification en médecine médico-légale. L'émail est moins épais sur les dents temporaires que sur les dents définitives.

- La dentine constitue la couche intermédiaire. Ce tissu est minéralisé à 70 % par l'hydroxyapatite. Les 30 % restants (dont 12 % d'eau) constituent la trame organique, composée essentiellement de collagène. La dentine est perforée de microtubules ou tubulis dentinaires. Ceux-ci contiennent les prolongements des cellules dentaires, les odontoblastes.

- La chambre pulpaire est située tout au centre de la couronne et assure l'innervation et la vascularisation en provenance des racines dentaires. Les odontoblastes en tapissent la périphérie et envoient leurs prolongements dans les tubulis dentinaires. Elles synthétisent la dentine secondaire tout au long de la vie, de manière centripète, et à un rythme très lent. En réponse à une agression carieuse ou traumatique, elles peuvent sécréter à un rythme plus rapide de la dentine réactionnelle aussi appelée dentine tertiaire.

La racine est constituée de 3 parties:

- Le ciment recouvre la surface externe des racines. Les fibres collagéniques et

élastiques du ligament alvéolo-dentaire s'y enracinent.

- La dentine constitue la couche intermédiaire.
- Le canal pulpaire est situé tout au centre de la racine et assure l'innervation et la vascularisation en provenance des apex.

Le ligament alvéolo-dentaire ou desmodonte constitue avec l'os une véritable articulation et renferme des cellules de régénération osseuse, ligamentaire et cémentaire. Il est richement innervé par des récepteurs mécaniques, propriocepteurs, qui renseignent le système nerveux central sur la position exacte des dents et la pression exercée par les muscles masticateurs: on appelle cela la proprioception et nous verrons par la suite son importance. (Site 2)

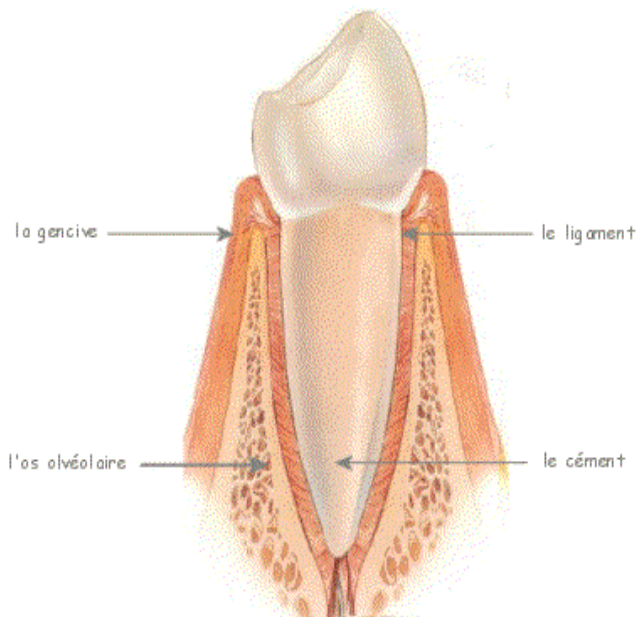
La dent est implantée dans l'os alvéolaire par une à trois racines (parfois plus). Les racines dentaires se terminent par un apex dont l'ouverture de moins de 1 mm permet la vascularisation et l'innervation de la dent.

1.1.2 Le parodonte et son rapport avec la dent

Le parodonte (fig.1, ci-dessous), ou périodonte est l'ensemble des tissus de soutien de la dent (odonte) (Bercy et Tenenbaum : Parodontologie, du diagnostique à la pratique).

LE PARODONTE

Correspond aux 4 tissus de soutien de la dent.



Il comprend:

- la gencive
- le ciment de la racine dentaire
- le ligament alvéolo-dentaire (ou *desmodonte*)
- l'os alvéolaire maxillaire ou mandibulaire.

Ces structures comprennent des éléments nerveux (récepteurs parodontaux ou propriocepteurs desmodontaux, récepteurs algiques, fibres nerveuses) ainsi que des vaisseaux sanguins (artérioles, veinules). Fig. 1 : Le parodonte. (Site 3)

1.1.2.1 La gencive

La gencive est la partie des muqueuses buccales qui assure le rôle de manchon étanche autour de chaque dent. Elle recouvre et protège l'os alvéolaire. En théorie, c'est la seule partie visible du parodonte.

Elle est en continuité avec la muqueuse buccale du vestibule qui se prolonge avec la muqueuse jugale ou les lèvres, le plancher lingual et la muqueuse palatine.

On distingue: la gencive libre, la gencive attachée et la gencive inter dentaire (ou papille inter dentaire)

1.1.2.1.1 La gencive libre

En direction coronaire, la gencive se termine par le bord gingival libre aux contours festonnés. Cette gencive délimite, entre elle-même et la dent, un sillon appelé sulcus. On l'appelle aussi gencive marginale.

1.1.2.1.2 La gencive attachée

Elle est "attachée" à l'os alvéolaire sous-jacent et se situe apicalement par rapport à la gencive libre et au sulcus. Elle est fermement solidarisée à la dent et à l'os alvéolaire. La gencive attachée est de forme effilée, de texture granitée, de consistance ferme, et on dit qu'elle a un aspect en "peau d'orange". La hauteur de cette gencive est variable d'une région de la cavité buccale à l'autre et peut aller de moins de 1mm à plus de 9mm. C'est une gencive très importante en parodontologie et implantologie. Par son attache étanche à la dent (et l'implant) elle a un rôle de protection de la dent et de l'os, notamment vis à vis des bactéries.

1.1.2.1.3 La gencive inter dentaire (ou papille)

C'est la gencive située dans l'espace entre chaque dent.

La gencive peut être plus ou moins épaisse, plus ou moins kératinisée. On observe une hyper kératinisation de la gencive chez le fumeur, et, souvent lors d'une gingivite/ parodontite elle gonfle rapidement et peut remonter sur la dent.

1.1.2.2 Le ciment

Le ciment dentaire est le tissu qui recouvre la dentine au niveau de la racine. La couronne de la dent est protégée par l'émail. Mais la racine n'est protégée que par le ciment. C'est un tissu calcifié fin et dur permettant la forte cohésion d'une dent avec l'os par l'intermédiaire du ligament. En effet de très nombreuses fibres, comme les fibres de Sharpey, s'insèrent dans le ciment. Ce tissu, tout comme la dentine, n'est pas inerte, il a de fortes capacités de réparation et d'adaptation. La maladie correspondant à la destruction du ciment et des tissus de soutien qui l'accompagnent est une parodontopathie.

Le ciment est une couche de tissu conjonctif minéralisé (phase organique = 25 %, phase inorganique = 65 %, eau = 10 %), relativement fine dans la portion coronaire de la racine (20 à 60 microns) et plus épaisse dans la portion apicale de la racine (100 à 200 microns).

Lors de la parodontite, on voit apparaître du ciment dit "infiltré" de bactéries, et le curetage va avoir pour objectif d'assainir ce milieu.

1.1.2.3 Le ligament

Tout le sujet de ce travail repose sur la conséquence de l'existence de ce ligament. En effet, c'est, mécaniquement et biologiquement parlant, la principale différence entre la dent et l'implant.

1.1.2.3.1 Anatomie

Le ligament alvéolo-dentaire, que l'on appelle aussi desmodonte, est une lame de tissu conjonctif qui entoure la racine et qui, par l'intermédiaire des fibres de Sharpey, relie la dent à l'alvéole osseuse.

Il s'agit d'un tissu conjonctif fibreux comprenant des fibroblastes, de la substance fondamentale et des fibres en très grand nombre.

Parmi les éléments fibrillaires, on compte surtout du collagène (90%). Les fibres de conjonctif du ligament sont organisées en faisceaux. Ceux-ci sont horizontaux dans la partie coronaire, obliques dans la partie moyenne, et verticaux dans la partie apicale et dans les espaces inter radiculaires.

Les éléments cellulaires les plus nombreux sont les fibroblastes qui ont pour fonction la synthèse du collagène, mais il existe aussi une phagocytose du collagène par les fibroblastes, ce qui permet un remaniement perpétuel du collagène du desmodonte. Dans le ligament, du côté osseux, des ostéoblastes et des ostéoclastes participent au remaniement de l'os. Du côté cémentaire, apparaissent des cémentoblastes et cémentoclastes. Des cellules épithéliales sont comprises dans le ligament, elles constituent les débris de Malassez.

La vascularisation du ligament provient de trois sources d'artérioles. Un groupe péri apical tout d'abord, il s'agit d'un tronc vasculaire qui se détache de l'artère dentaire. Une source gingivale d'autre part, et enfin, une vascularisation via la lame cribreuse, donc à partir de l'os alvéolaire.

Le système nerveux et l'innervation suivent des voies parallèles.

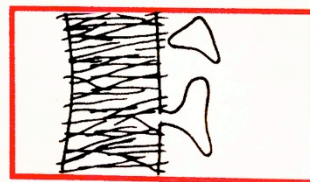
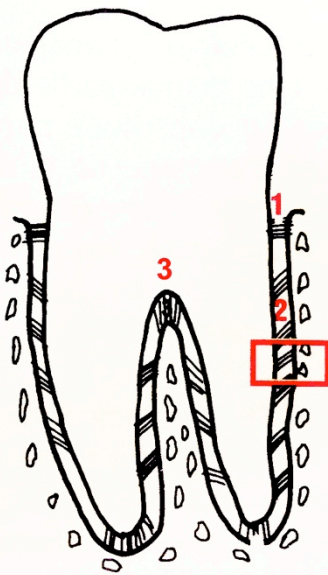


Fig 2 : Schémas des fibres ligamentaires. (Bercy et Tenenbaum)

1 : Faisceaux horizontaux

2 : Faisceaux obliques

3 : Faisceaux verticaux

Cadre : Le ligament se constitue de fibres entrecroisées.

L'ensemble s'ancre dans le cément à gauche et l'os alvéolaire à droite.

1.1.2.3.2 Physiologie

Le ligament alvéolo-dentaire garantit la fixation de la dent dans l'alvéole. Il est constitué d'un plexus fibreux terminé du côté alvéolaire par une implantation de fibres calcifiées dans la trame collagénique osseuse. On remarque le même type de fixation du côté cément, ce qui explique l'ancrage de la dent dans l'alvéole.

Il existe également dans la structure de ce ligament des cellules indifférenciées qui se transformeront en ostéoblastes et en cémentoblastes, ce qui permet les remaniements osseux et les réparations des résorptions cémentaires localisées. La technique de régénération tissulaire guidée se base sur ce potentiel cellulaire du desmodonte.

L'innervation du ligament présente une importance capitale, car elle constitue une protection pour le parodonte au moyen des mécanorécepteurs. En effet, des réflexes d'ouverture se produisent dès que se manifeste une pression occlusale importante. Cela diminue le risque de fractures dentaires ou alvéolaires.

Le ligament joue le rôle d'amortisseur des forces occlusales. Deux hypothèses se confrontent : une fonction de suspenseur grâce aux fibres conjonctives, ou une suspension due au contenu hydraulique de l'espace desmodontal (vaisseaux et substance fondamentale) agissant comme une chambre remplie de fluide dont une paroi est poreuse (lame criblée). Ces deux mécanismes pourraient coexister.

1.1.2.4 L'os alvéolaire

L'os alvéolaire est l'os qui entoure et maintient la dent sur l'arcade. Il suit constamment un remodelage osseux physiologique (alternance ostéoclasie et ostéoblastie) et aussi selon les forces ou contraintes qu'il subit. Au cours de l'existence, ses dimensions peuvent donc évoluer vers une augmentation (éruption dentaire, égression dentaire, torus) ou une diminution (avulsion ou déchaussement des dents lors de parodontite). (Site 4).

"L'os alvéolaire naît et meurt avec la dent". Il se forme et se développe autour des germes dentaires et va progressivement se résorber et former la "crête alvéolaire" lors de l'avulsion dentaire. C'est dans celle-ci que l'on place les implants

pour remplacer une dent naturelle absente depuis longtemps sur l'arcade. En cas d'agénésie, l'os alvéolaire ne se forme pas.

Il est en continuité avec l'os basal du maxillaire et celui de la mandibule.

La dent est reliée à l'os alvéolaire par le ligament alvéolo-dentaire. Il s'agit donc d'une articulation, de type gomphose, avec des micromouvements possibles (difficilement observables à l'œil nu). La dent n'est pas soudée à l'os, sauf en cas d'ankylose où le ciment et l'os fusionnent, ce qui peut arriver sans raison particulière ou par exemple lors d'un traumatisme.

1.2 L'implant dans l'os

1.2.1 Morphologies implantaires

L'implantologie n'a cessé de progresser au cours du temps.

L'avancée des connaissances concernant la biologie osseuse, l'ostéointégration et les biomatériaux ont permis de faire évoluer les aspects macroscopiques et microscopiques des implants. Chaque système implantaire propose des implants avec des caractéristiques macro et microstructurales différentes. Un individu présentant des caractéristiques variées, le choix du système implantaire doit faire partie intégrante du plan de traitement.

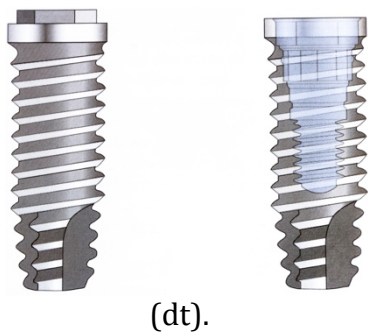
Le petit « guide pratique d'implantologie » de Patrick Goudot et Jean-Pierre Lacoste présente toutes sortes de classifications : selon le diamètre, la longueur, le profil implantaire, la connexion prothétique, les caractéristiques macrostructurales (biomatériau...).

Nous allons simplement en développer deux : selon le profil implantaire (forme des spires) et la connexion (avec la supra structure).

1.2.1.1 Profil implantaire

Le modèle le plus utilisé pour mettre en place chirurgicalement un implant est la forme de vis. Il permet en un temps réduit de maîtriser les axes de pose et de minimiser les conséquences du traumatisme induit sur le tissu osseux. Selon sa forme (pointue et quantité de spires) les implants peuvent être auto taraudants (c'est à dire qu'ils contribuent à forer eux mêmes leur logement dans l'os). Certains prônent ce système car gage d'une bonne stabilité primaire du fait de la compression et le contact intime de l'os avec l'implant. D'autres estiment que ce frottement et échauffement induit un stress osseux, source d'anomalie de cicatrisation sur le long terme. (JPIO 2008)

Parmi les formes répandues, nous retenons des implants de forme cylindrique, à gradins, conique ou monobloc.



(dt).

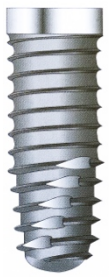
- Les implants cylindriques (fig 3) sont la forme la plus ancienne, offrant donc le recul clinique le plus important. Cette forme autorise une marge de manœuvre appréciable lors du forage ainsi que de la pose. Ci-contre: implant cylindrique à connexion externe (gch) et connexion interne

Fig 3 : Implants cylindriques.



- L'implant à gradins apparaît en même temps que l'implant cylindrique. Il forme une succession de parties coniques de diamètre décroissant et est encore retenu actuellement car s'adapte bien à certaines situations d'extraction-implantation immédiates.

Fig 4 : corps à gradins, des implants Frialit 2. (Site 5)



- Les implants coniques offrent plusieurs avantages mécaniques. Ils s'insèrent plus facilement dans une crête concave ou entre deux racines convergentes, et leur stabilité primaire est augmentée par compression de l'os spongieux. Ils n'offrent en revanche pas la marge de manœuvre des cylindriques et la tolérance à l'erreur lors du placement est faible. Il existe un risque de mauvaise tenue primaire lors d'un forage trop profond, ou risque de compression d'un os dense susceptible de générer des complications lors d'un forage insuffisant. Ci-dessus fig 5 : implant conique apical (gch) et coronaire (dt).

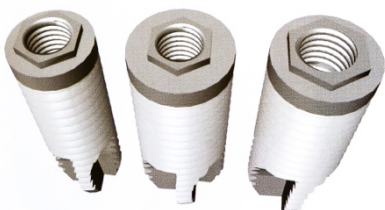


- Les monoblocs sont faits « tout-en-un » c'est à dire qu'il n'y a pas de micro joint entre implant et pilier, considéré comme un des facteurs pouvant intervenir sur le niveau de stabilité crestale autour des implants. En revanche, l'absence de flexibilité prothétique rend très difficile son utilisation. Ci-joint fig 6 : implant monobloc Zimmer OnePiece. (Site 6)

1.2.1.2 Connexion prothétique

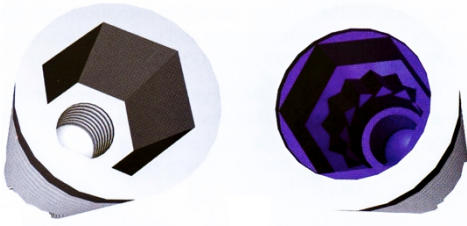
La connexion prothétique permet d'assurer une stabilité et une étanchéité des pièces prothétiques. Elle peut aussi faciliter la gestion prothétique, notamment la précision des prises d'empreinte sur les implants.

Il existe des connexions :



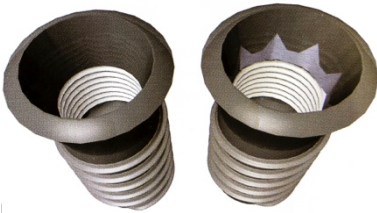
- externes : utilisées initialement pour permettre la pose des implants mais sans but de stabilisation de la prothèse. La présence de cette forme de connexion favorise l'accumulation de bactéries au niveau du micro joint qui est accentuée lors de sollicitations obliques des implants.

Ci-dessus : fig 7 : connexions externes hexagonales.



Ci-dessus : fig 8 : Connexions internes hexagonales.

- Internes : de forme polygonale (souvent hexagonale), conique (switching platform) ou polylobée. Le cône morse permet un meilleur contact implant-pilier car il évite l'effet de séparation des surfaces lors de sollicitations latérales.



plateform.

En switching platform : Les pièces prothétiques ont un diamètre inférieur à celui de l'implant. L'augmentation de l'espace entre le joint implant-pilier et les tissus vivants pourrait préserver les tissus de soutien améliorant ainsi le profil d'émergence. Ci-contre fig 9 : Connexion en switching

Sauf mention contraire, toutes les illustrations des profils et connexions sont extraites du Manuel d'implantologie clinique 2em édition, JPIO 2008.

1.2.2 Ostéointégration

1.2.2.1 Définition

Ostéointégration, ou « intégration dans l'os », ne signifie pas simplement la pose et la fixation de manière rigide d'un implant dans l'os, qui comme nous l'avons vu précédemment ressemble à une vis. En effet, cette tenue, appelée tenue ou stabilité « primaire » n'est que la conséquence de la topographie implantaire rentrant en friction avec l'os du fait d'un ajustement précis entre le diamètre de forage et celui de l'implant. Notons par ailleurs qu'en fonction des différentes densités osseuses, il convient d'adapter le forage en conséquence. Plus l'os est dense, plus le diamètre de forage se rapproche du diamètre de l'implant. Si l'os est peu dense, le diamètre du forage sera inférieur à celui de l'implant. Ainsi lors de la pose de l'implant, l'os malléable va permettre un contact intime entre les deux matériaux. La conséquence sera une bonne tenue primaire, ce qui va faciliter la tenue « secondaire » ou réelle ostéointégration.

Une fois l'implant fixé à l'échelle macro (vis), la réelle ostéointégration concerne l'échelle microscopique : l'os cicatrise autour de l'implant et s'y attache pour créer une ankylose. Ce processus biologique nécessite plusieurs mois, et une fois terminé n'est pas inerte : il y a constamment comme dans tout le squelette un remaniement osseux. Certains auteurs distinguent l'ostéointégration entre implant et os uniquement (Branemark) tandis que d'autres considèrent également deux autres variantes : prothèse et temps (Zarb)

Il est donc aussi important de considérer la prothèse en implantologie. En effet par sa conception, les charges qu'elle répercute à l'implant et donc à l'os peuvent modifier cette ostéointégration. Chirurgie et implantologie sont à mi-chemin entre parodontologie et prothèse : cliniquement, mécaniquement et chronologiquement. Ces disciplines doivent être au service de la prothèse, tout en respectant le parodonte. Dans le cas contraire, la pérennité de la structure sera alors mise en jeu, et/ou l'os en subira les conséquences.

1.2.2.2 Intérêt du titane

Le milieu buccal est un milieu très contraignant voir hostile : septique (une des deux principales sources de bactéries de l'organisme), subissant de grandes variations de température (de 0 à 100°C), qui baigne dans l'humidité (salive)... Les reconstitutions doivent donc résister à toutes ces agressions en plus des forces de la mastication qui sont elles aussi très importantes.

Beaucoup de matériaux ont été testés en implantologie osseuse, et le titane pur ou allié est à aujourd'hui le matériau de choix. Il présente plusieurs intérêts.

- Le principal intérêt du titane est sa biocompatibilité. La biocompatibilité est la capacité des matériaux à ne pas interférer, ne pas dégrader, le milieu biologique dans lequel ils sont utilisés. D'autre part c'est aussi la capacité à ne pas être considéré par l'organisme comme un intrus, ce qui évite le phénomène de "rejet" connu lors des échecs de greffes.
- La résistance à la corrosion qu'il présente est due au phénomène de passivation qu'il subit (il se forme spontanément une couche d'oxydes stables qui le recouvre

TiO, TiO₂, Ti₂O₃). Il résiste à température ambiante à l'acide sulfurique dilué, à l'acide chlorhydrique dilué, ainsi qu'à d'autres acides organiques. Il résiste également aux bases et à la chaleur.

- Permet la fabrication de pièces par fonte et moulage
- Permet divers types de traitements tant thermochimiques que superficiels, ce qui est crucial pour le travail de son état de surface.
- Ses caractéristiques mécaniques sont adéquates et sa stabilité dans le temps lui permet de conserver une grande mémoire de forme.

1.2.2.3 Intérêt de l'état de surface

L'état de surface conditionne aussi la réponse biologique et son timing.

D'une part les rugosités permettent d'augmenter la surface de contact entre os et implant.

D'autre part, elles favorisent l'ostéo-intégration, c'est à dire la cicatrisation grâce au contact intime de l'os avec l'implant. Pour se faire, il doit permettre l'intégration d'ions calcium et phosphore (composant majoritaire de l'os) ainsi que l'adhésion des protéines plasmatiques et la fixation du caillot et des cellules (fibrine, globules rouges) que constituent la première étape de cicatrisation. (Busing et coll 1983)

Le sablage fin permet d'augmenter les anfractuosités et donc l'adhésion de toutes les molécules responsables de la cicatrisation, de l'ostéo-intégration, et par conséquent de la tenue de l'implant dans l'os.

1.2.2.4 Prise en charge et réaction osseuse

La dent est un organe et l'os est un tissu vivant. Il convient de bien le comprendre et ne pas l'oublier pour correctement prendre en charge ces structures.

La réaction osseuse à la mise en place d'un implant n'est pas spécifique. Elle se conforme aux règles et séquences de la réparation osseuse, commune à toute effraction du tissu osseux : fracture, forage ou greffe. A la différence des tissus mous,

la réparation osseuse ne produit pas de tissu cicatriciel quand elle a lieu dans de bonnes conditions. A la fin de la cicatrisation, l'os nouvellement formé ne se distingue plus de l'os préexistant.

Les conditions nécessaires à la réparation osseuse sont :

- une surface stable sur laquelle se former,
- la présence de cellules appropriées,
- une nutrition adéquate de ces cellules,
- un environnement biomécanique favorable

Les cellules participant à la néoformation osseuse sont les ostéoblastes et ostéoclastes. Elles sont recrutées à partir de la moelle osseuse ou à partir de cellules mésenchymateuses indifférenciées de la circulation sanguine. Dans le site osseux, ces dernières sont appelées à se différencier selon la lignée ostéoblastique. On comprend pourquoi un site osseux saignant possède de meilleures capacités ostéogéniques qu'un autre.

Le réseau vasculaire apporte la nutrition à ces cellules en train de se différencier. Les conditions de réparation osseuse dans un os trabéculaire entouré de vaisseaux sanguins sont donc plus favorables.

La réparation osseuse nécessite une certaine stimulation mécanique. En l'absence de toute stimulation mécanique, la capacité ostéogénique du site à réparer est réduite (Hulbert et al. 1974 ; Rubin et McLeod 1994). Lorsque cette stimulation est trop importante, elle se traduit au site osseux par la présence d'amples micromouvements. La différenciation des cellules mésenchymateuses arrivant sur le site à réparer est alors détournée de la voie ostéoblastique pour emprunter la voie fibroblastique (Büchler et coll., 2003). Autour d'un implant, les fibroblastes organisent un trousseau fibreux péri-implantaire, parallèle à l'axe de l'implant. C'est la fibro-intégration ou échec de l'ostéo-intégration. On comprend alors l'intérêt d'une stimulation osseuse maîtrisée. (JPIO 2008)

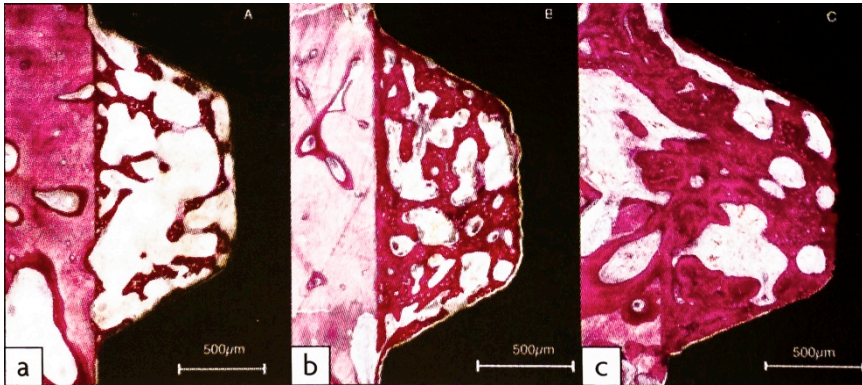


Fig 10 : Coupes histologiques au bout de 2,4 et 8 semaines chez le mini porc (de a à c). Après comblement de l'espace délimité par l'implant, la nouvelle entité osseuse

est enfin remodelée. La limite du trait de forage entre os ancien et néoformé n'est plus visible. L'implant est en noir, l'os ancien est coloré en rose clair, le néoformé en rose foncé. (Buser et coll., 2004)

1.2.3 Mise en place en deux temps selon Branemark

Les travaux de Branemark sur l'ostéointégration et leur application clinique en 1980 ont mené à une méthode de travail qui garantit, avec un large recul, un taux de succès maximal. Il préconise la pose d'implant dit "en deux temps chirurgicaux". Ce protocole en deux temps sous entend l'usage d'implants composés de deux pièces.

Selon le cas, on pourra adapter la prémédication : antibiotiques, antalgiques, anti inflammatoires, sédatifs.

Le premier temps chirurgical consiste à :

- élever un lambeau (vestibulaire à l'origine, ultérieurement crestal) ;
- forer et mettre en place l'implant.
- adjoindre une vis de couverture sur le col de l'implant, en position juxta crestale ;
- repositionner le lambeau pour enfouir l'implant et l'isoler de la cavité buccale.

Après cicatrisation de 3 à 6 mois à l'abri de toute contrainte biomécanique, la seconde chirurgie est entreprise.

Son but est de :

- localiser l'implant et le dégager de tout recouvrement osseux ;
- déposer la vis de couverture et mettre en place un pilier de cicatrisation transgingival ;
- suturer les tissus mous autour du pilier de cicatrisation.

La cicatrisation des tissus mous autour du pilier transgingival s'étend sur 6 à 8 semaines. Le pilier de cicatrisation est alors dévissé pour entreprendre l'étape de la prise d'empreinte et la fabrication de la prothèse.

L'ensemble de ce protocole avant la prise d'empreinte dure au moins 4 mois à la mandibule et 8 mois au maxillaire.

1.2.4 Mise en place en un temps chirurgical

Le protocole en un temps chirurgical est originellement réalisé avec des implants en une partie. Cependant, il peut aussi s'appliquer à des implants de deux parties, posés en une séance chirurgicale.

Il prévoit une cicatrisation simultanée du tissu osseux et de la gencive de 3 à 4 mois à la mandibule ainsi qu'au maxillaire.

Le temps de cicatrisation peut être variable, il dépend de l'état de surface implantaire.

Les étapes en sont les suivantes :

- élever un lambeau mucopériosté ;
- poser un implant transgingival ;
- poser une vis ou un pilier de cicatrisation sur la tête de l'implant ;
- suturer le lambeau autour du col de l'implant transgingival.

La cicatrisation est transgingivale, ouverte sur la cavité buccale. Elle n'est pas à l'abri des forces exercées par la langue et les joues. (JPIO 2008)

1.2.5 Indications et contre-indications à l'implantologie

Indications = tout type d'édentement

- édentement unitaire délimité par des dents adjacentes saines
- agénésie dentaire
- manque de rétention/ instabilité/ inconfort fonctionnel de prothèse amovible
- refus psychologique de prothèse amovible
- localisation et nombre inadéquats de piliers résiduels
- absence de piliers dentaires pour réaliser une prothèse fixée
- demande de thérapeutique conservatrice (dents adjacentes saines)

Contre-indications absolues :

- cardiopathies à haut risque
- pathologies systémiques non contrôlées
- âge du patient (en cours de croissance)

Contre-indications relatives :

- Troubles psychiatriques
- Dépendance alcoolique ou médicamenteuse
- Patient à risque (irradié, bruxomane, parodontite non contrôlée, tabagisme excessif)
- Volume et/ou qualité osseuse insuffisants
- Espace prothétique inadéquat.

1.2.6 Comment définir le « succès » en implantologie ?

A partir de quand pouvons-nous considérer la pose d'un implant comme étant une réussite ou un échec ? Quels sont les critères, la durée après laquelle on examine le patient, (cliniquement et radiologiquement) pour donner un avis ?

Albrektsson et coll. (1986) classent les critères en deux catégories : Cliniques et radiologiques.

- Cliniques : Son clair lors de la percussion, et absence de mobilité, de syndrome infectieux symptomatique, de paresthésie permanente et d'inflammation.

- Radiologiques : Absence d'espace radio-clair péri-implantaire, perte osseuse inférieure à 0,2mm par an après la première année.

Mais qu'en est il de la prothèse supra implantaire, de l'avis du patient, son confort autant esthétique que fonctionnel ? Ne s'agit -il pas ici en fait simplement des critères d'une bonne ostéo-intégration ?

D'autre part, la conception des implants évolue avec le temps et ils deviennent de plus en plus adaptés au fur et à mesure que les connaissances s'étoffent. Les surfaces rugueuses contre surfaces usinées (Lambert et al., 2009), et switching platform ((Prosper et al., 2009; Trammell et al., 2009) permettent de réduire considérablement la perte osseuse péri implantaire. Il convient donc d'adapter les critères en fonction des outils disponibles.

P. Papaspyridakos d'Harvard et son équipe, ont établi en 2012 une revue de littérature pour déterminer les critères de succès en implantologie. Ces critères sont rassemblés dans le tableau suivant (fig 11)

Papaspyridakos *et al.*

J Dent Res 91(3) 2012

Table 2. Reported Success Criteria as Described in All Selected Articles

Success Criteria	FCDP (8 articles)	FPD (12 articles)	IOD (7 articles)	SC (14 articles)	
Implant level	Pain	6	9	7	11
	Bone loss at 1st year < 1.5 mm	5	9	4	9
	Annual bone loss < 0.2 mm thereafter	4	8	5	7
	Radiolucency	5	9	5	11
	Mobility	7	10	7	12
	Infection	5	6	6	9
Peri-implant soft tissue	Probing depth > 3 mm	2	2	1	2
	Suppuration	4	9	4	10
	Bleeding	3	0	0	0
	Swelling	1	0	0	0
	Plaque Index	3	0	0	0
	Width of keratinized mucosa > 1.5 mm	1	0	0	0
	Recession	1	0	0	0
	Minor complications (chairside approach)	2	0	0	0
Prosthetic level	Major complications/failures	2	1	0	0
	Esthetics	1	0	0	0
	Functional	1	3	2	3
Patient satisfaction	Discomfort/paresthesia	5	1	5	5
	Satisfaction with appearance	1	5	0	1
	Ability to chew	1	0	0	0
	Ability to taste	1	0	0	0
	General satisfaction	1	0	0	0

Nous observons que parmi tous les critères cités, quatre sont prédominants:

- Niveau osseux péri-implantaire
- Niveau péri-implantaire des tissus mous
- Niveau prothétique
- Niveau de satisfaction du patient.

En effet, si le matériau cosmétique ou même l'armature d'un bridge implanta porté casse sans faire apparaitre de perte d'os péri-implantaire, nous sommes dans le succès selon Albrektsson, mais le patient considère cela comme un échec.

A la différence de bridges dento-portés où toute fracture ou mobilité des piliers dentaires pourrait simplement être due à la faiblesse des dents ou de leur parodonte, le patient pourrait considérer qu'une fracture ou mobilité implantaire serait due au mauvais plan de traitement ou geste du praticien.

1.3 Différences entre dents et implants

1.3.1 Proprioception

La proprioception (du latin proprius signifiant « propre » et du mot « perception ») désigne l'ensemble des récepteurs, voies et centres permettant la perception de soi-même, consciente ou non, c'est-à-dire de la position des différents membres et de leur tonus.

Celle des dents et de la mandibule est gérée par:

- les mécanorécepteurs parodontaux
- les mécanorécepteurs osseux

Les récepteurs fournissent d'importantes informations au système neuromusculaire masticatoire qui confèrent aux dents une finesse de perception permettant un relâchement réflexe des muscles dans les mouvements limites du cycle masticatoire.

Le système de proprioception apporte confort et sécurité pour les éléments dentaires lors de la mastication. Il peut même influencer le trajet de la mandibule en cas de contact délétère sur les dents et joue le rôle d'un arc réflexe complexe permettant le bon fonctionnement du système manducateur.

La part des mécanorécepteurs parodontaux (intra ligamentaires) est bien plus importante que celle des intra-osseux. Ainsi, lors de l'absence de ligament dans le cas des implants, cette proprioception ligamentaire étant inexistante, la proprioception générale est extrêmement diminuée. (Lindh, 2008)

Cela va avoir deux conséquences :

- perte de précision en distinction.
- application de forces bien supérieures sur les implants. (les muscles masticateurs n'étant plus régulés aussi finement)

Tout sur-guidage ou interférence est moins bien détecté, moins bien évité et peut avoir plus de conséquences qu'en denture naturelle.

Ainsi, une couronne sur racine dentaire est bien mieux « intégrée » par le cerveau qui conserve la proprioception et adapte alors la force masticatrice en fonction de la pression ligamentaire. (Jacobs et Van Steenberghe, 1991). Alors que la force exercée sur les prothèses implanto-portées est extrêmement augmentée du fait de l'absence de ces récepteurs. Les forces exercées sur la prothèse, l'implant et l'os sont donc bien supérieures, d'où l'importance d'un bon réglage de l'occlusion.

1.3.2 Amortissement

L'existence de ligament parodontal procure aussi un effet d'amortissement physique du fait de son épaisseur. La dent possède une mobilité physiologique en 3D que l'implant n'a pas. Ainsi, les charges appliquées à la dent dans les différents sens de l'espace (compression, cisaillement et traction) sont bien mieux tolérées par l'os péri dentaire sur lequel les charges sont mieux distribuées. L'implant, du fait de sa rigidité verra apparaître certaines zones précises d'augmentation de stress, néfaste pour lui même et pour l'os péri-implantaire, notamment au niveau du col.



Fig 12 : Représentation des zones de stress en méthode des éléments finis. (Rangert et Renouard)

La seule mobilité possible de l'implant (ostéo-intégré) est due à l'élasticité du matériau qui le constitue et sa forme. On considère qu'il y a un rapport de 1/10 à 1/100 entre la mobilité d'un implant et d'une dent naturelle. Cela varie suivant le type de dent.

Voici résumé dans le tableau suivant (fig 13) quelques valeurs intéressantes de mobilité. (Parfitt, 1960 ; Gyllenram, 1994 ; Sekine et coll., 1986)

En um	Axial	Transversal
Amortissement dentaire	28	56-108
Amortissement implantaire	5	10-50

Fig 13 : Tableau des mobilités dentaire et implantaire.

De part sa forme, l'implant est conçu et résiste bien mieux aux forces axiales de compression qu'à celles en cisaillement.

La compréhension de la proprioception et de l'amortissement montre l'importance de la bonne gestion de la conception d'une prothèse implanto-portée et de sa mise en occlusion.

Le schéma suivant montre la différence anatomique de la liaison dent-parodonte, implant-parodonte. On comprend bien ici le pourquoi de l'amortissement et des mobilités différentes.

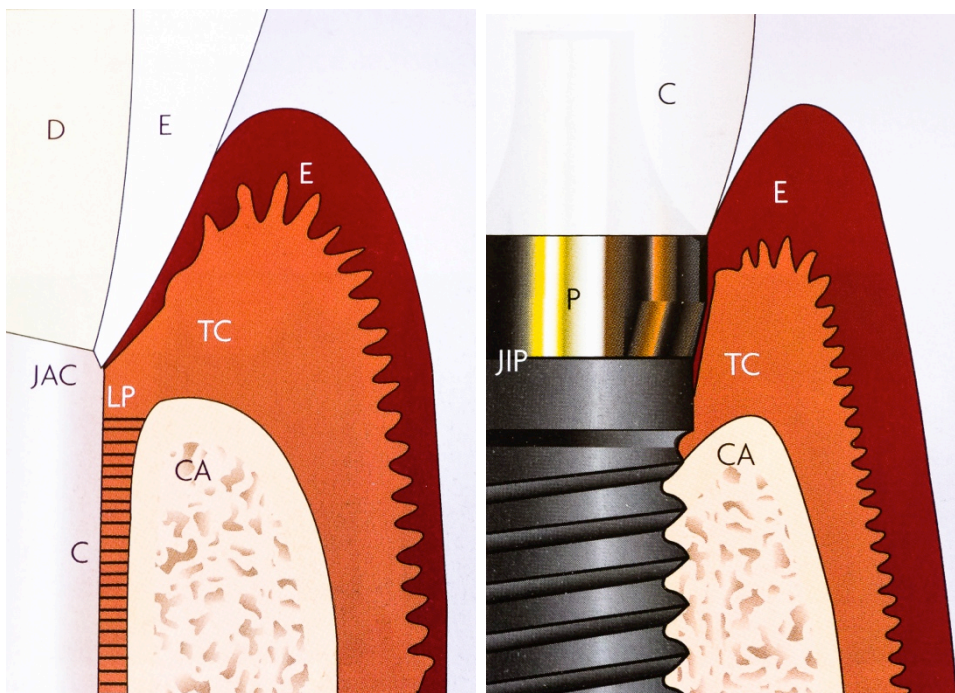


Fig 14 : Différences anatomiques de la relation Dent/implant avec le parodonte, d'après JPIO 2008

LP : Ligament parodontal

CA : Crête alvéolaire

TC : Tissu conjonctif

1.3.3 Formes et leur influence en mécanique

La présence du ligament et la conicité des racines déplacent le centre de rotation de la dent vers l'apex lorsqu'une force transversale lui est appliquée. (Le Gall et Lauret, 2002)

Les implants cylindriques réagissent différemment, et il en résulte un plus grand risque de fracture des composants prothétiques ainsi qu'une transmission concentrée des forces subies aux tissus de soutien.

Les implants coniques ont eux un centre de rotation moins proche du col implantaire que les cylindriques, ce qui leur permet de mieux distribuer les forces (notamment latérales) qui leurs sont exercées. Cette meilleure répartition des forces permet de diminuer le risque de fracture.

Les implants sont « mono-radiculés » tandis que les dents peuvent être mono, ou pluri-radiculées. Etant le fruit d'une évolution de plus de 30 millions d'années, les dents qui nécessitent un excellent ancrage (molaires) car subissant de fortes pressions (4 fois plus que les antérieures du fait de l'effet bras de levier de la mandibule) ont les racines adaptées. La surface portante (occlusale) des molaires est plus grande ; il faut donc plus de racines pour éviter les porte-à-faux (nous le verrons pour les implants fig 35). Une dent tri-radiculée augmente considérablement sa surface de contact avec l'os. Cela lui permet de mieux répartir la charge qu'elle subit, mais également cela augmente la surface ligamentaire, conduisant à un effet d'amortissement face aux forces occlusales. En outre, on note que les molaires étant dans un os très dense sont le plus souvent bi-radiculées (mandibule) tandis que leurs antagonistes, dans un os moins dense (maxillaire), sont tri-radiculées.

1.3.4 Occlusion

Les dents sont en quelque sorte montées sur un « coussin » qui correspond à l'épaisseur du ligament. Cet amorti varie en fonction de l'épaisseur du ligament. Grâce à ce ligament, via de micromouvements orthodontiques, la dent cherche

constamment une situation d'équilibre pour « prendre sa place ». Ainsi, si le patient détecte une toute petite gêne suite à la pose d'une couronne sur racine dentaire, une adaptation se met en place par réaction.

L'implant étant ankylosé dans l'os, il n'a ni cet amorti lors du serrage sous forte pression, ni cette capacité d'adaptation. Le Gall et Lauret (2002) conseillent de faire de telle sorte qu'en occlusion légère, il existe un contact de la prothèse implantaire, mais diminué par rapport aux dents adjacentes. En revanche, lors d'une forte pression (déglutition) on cherche à avoir une équivalence de contacts entre dents naturelles et couronnes implantaire.

L'autre différence importante concerne des guidages. En effet, la présence du ligament permet la proprioception, et informe le système nerveux de la pression exercée sur les dents. Par exemple, lors du guidage canin, la canine, qui a une racine très longue et est solidement fixée dans l'os, guide les mouvements de mastication. Si une trop grande pression est exercée, la pression intra-ligamentaire augmente, déclenchant un arc réflexe qui permet automatiquement le relâchement des muscles masticatoires. Cela constitue un système de protection des structures dentaires. Les implants n'ayant pas cette capacité, ils ne peuvent en aucun cas déclencher cet arc réflexe. De plus, nous savons que les forces transversales sont les plus nocives, susceptibles de provoquer un descellement/dévissage, une fracture des structures implantaires, ou d'engendrer une perte d'os au niveau de la zone qui concentre le stress : le col implantaire. Il est donc important de vérifier l'occlusion lors de la pose de prothèses sur implant de manière à ce qu'il y ait constamment des dents naturelles pour guider la mastication et protéger les implants.

Kim et coll. et Misch ont comparé les dents naturelles et les implants ; les principales différences sont regroupées dans la figure 15.

TABLE 1: Differences between dental implants and teeth

	Natural teeth	Implant
Junction	Periodontal ligament.	Osseointegration and functional ankylosis.
Junction epithel (JE)	Hemidesmosomes ve basal lamina.	Hemidesmosomes and basal lamina.
Connect tissue (CT)	13 group: vertical surfaces and tooth surface.	2 group: parallel ve circuler fibers. No attachment on implant and bone surface.
Biological width (BW)	JE: 0.97–1.14 mm CT: 0.77–1.07 mm BW: 2.04–2.91 mm	JE: 1.88 mm CT: 1.05 mm BW: 3.08 mm
Blood supply	High	Low
Probing depth	3 mm in healthy tissue.	2.5–5.0 mm according to soft tissue depth.
Pressure sensitivity	High	Low
Axial movability	25–100 nm	3–5 nm
Movement type	Two phased. Primary: compelex and nonlinear movement. Secondary: linear and elastic movement.	Linear and elastic movement.
Movement forms	Primary: urgent movement. Secondary: progressive movement.	Gradual movement
Hinge point in lateral movements	1/3 apex region of the root.	Crestal Bone
Property of freightening	Shock absorpbtion mechanism and stress distrubition.	Concentration and stress increase in crestal bone.
Overload findings	Widening in periodontal ligament, movement, abrasion surface, fremitus, and pain.	Loss of screw or fracture, fracture in abutment or prosthesis, bone loss, and implant fracture.

Figure 15 :
Tableau
comparaison
dent-implant
d'après Kim
et al. et
Misch et al.

2 Reconstitutions dento-implanto-portées

2.1 Intérêts

Greenstein et coll., 2009 ; Spears 2009 ; Mondon 2007 ; Zuck 2004 ; Ramoglu et coll., 2010, donnent globalement les mêmes intérêts à ce type de prothèses.

2.1.1 Patients irradiés, âgés, immunodéprimés, tabagiques

- Anamnèse.

En dentisterie de manière générale et plus encore en implantologie, l'âge, les habitudes d'hygiène, les pathologies associées et parfois certains traitements modifient l'efficacité du système immunitaire, et donc le succès ou la pérennité du traitement prodigué par le praticien.

Le chirurgien-dentiste a pour obligation médico-légale et déontologique d'informer le patient se trouvant dans un « cas défavorable » que les chances de

succès du traitement proposé sont diminuées par rapport à un patient sain. Les patients sont ainsi éclairés et peuvent prendre leur décision d'accepter ou non le traitement en toute connaissance de cause.

- Patients irradiés, opérés

Les patients irradiés présentent plusieurs troubles qui doivent être pris en compte par le praticien lors de l'élaboration du plan de traitement :

- Problème esthétique ; asymétrie faciale, mandibule rétruse et déviée.
- Troubles moteurs et sensitifs ; complique largement l'établissement d'une relation intermaxillaire et d'une occlusion stable.
- Xérostomie suite à l'irradiation rendant les muqueuses très sensibles aux irritations, les prothèses sont très mal supportées et le brossage est difficile.
- Suite à toutes les interventions médicales, le patient se trouve dans un contexte psychologique compliqué.

Selon Oelgiesser et coll (2004), les prothèses dento-implanto-portées permettent d'obtenir un résultat convenable fonctionnel et esthétique. Dans les cas où il y a eu des pertes d'os par excrèse ou diminution de la « vitalité » osseuse par irradiation, peu d'implants peuvent parfois être posés ou ne s'ostéo-intègrent pas, leur connexion aux dents restantes est alors une option à étudier.

En effet, ce type de prothèse ne s'appuie pas et n'irrite donc pas les muqueuses non lubrifiées comme le feraient des appareils amovibles. D'autre part, cela réduit le nombre de séances nécessaires (chirurgies avancées) pour des personnes ayant parfois un refus de soin car victimes d'un « ras le bol » thérapeutique.

- Patients âgés

Les patients âgés peuvent présenter des pathologies générales, notamment concernant leur système endocrinien ou cardio-vasculaire. On observe aussi souvent des situations anatomiques ou psychologiques peu favorables, incitant le praticien à réduire au maximum le nombre et la lourdeur des séances. Ces patients sont parfois dans une optique de simplicité, de rapidité et d'économie sans

forcément rechercher, car conscients de leur âge, la pérennité sur le long terme. Les chirurgies avancées leurs sont inconnues. Elles peuvent faire peur car brusquent leurs habitudes et rallongent le traitement. Les reconstitutions dento-implanto portées permettent un confort fonctionnel et esthétique plus que correct, avec des travaux moins lourds, moins longs et moins coûteux.

- Patients immunodéprimés, éthylo-tabagiques

Ces patients présentent des défauts de cicatrisation pouvant compromettre la bonne ostéo-intégration de leurs implants. Si cela s'avère être le cas et que sur plusieurs implants posés, certains ne s'intègrent pas, l'option dento-implanto portée doit être considérée par le praticien, tout en informant les conséquences possibles au patient.

2.1.2 Ménager la psychologie du patient

Il arrive fréquemment au cabinet dentaire que l'on informe des patients d'une cinquantaine d'année qu'il va falloir extraire plusieurs dents alors que le motif de consultation est souvent bien localisé, comme une dent mobile, une carie ou une pulpite. Nous imaginons bien entendu le choc psychologique lors de l'annonce d'une telle nouvelle, notamment lors d'extractions complètes, souvent au maxillaire.

Ainsi, chez certain(e)s patient(e)s de moins de 50 ans, même si « l'idéal » serait peut être les extractions complètes, on essaie parfois de les limiter et conserver le maximum de dents. Le but est d'éviter le choc psychologique de la perte de toutes les dents, souvent assimilé à la vieillesse et la mort. Admettons que la reconstitution tienne au moins 15 ans, cela amène le patient largement au delà des 50 ans, et le choc est moindre ; d'une part car le seuil de la soixantaine est passé, et d'autre part car, durant ces 15 années, le patient a pu s'y préparer mentalement.

2.1.3 Problème d'ostéo intégration

Lors de la pose de plusieurs implants, certains patients sont plus « récalcitrants » à leur ostéo-intégration, et sur le même patient, des implants peuvent bien s'intégrer tandis que d'autres non. On peut dans ce cas essayer d'en reposer, et lors d'échecs successifs sans cause observable ou lors de péri-implantite, l'option dento-implanto-portée rend alors grandement service.

2.1.4 Provisoire fixe

Lors de la perte d'un implant par absence d'ostéointégration ou suite à une péri-implantite, on peut être amené à envisager une connexion entre dent et implant de manière provisoire, afin de laisser le temps à l'os de cicatriser et voir si on retrouve un volume osseux suffisant permettant une implantation dans de bonnes conditions. Dans le cas contraire, il peut aussi être utilisé de manière définitive.

Par exemple, considérons deux implants à poser en place de 35 et 36, avec 37 à couronner en unitaire. Si l'implant 36 ne s'ostéo-intègre pas, mais que le 35 l'est parfaitement on peut réaliser un bridge provisoire de 35 à 37. Cela laisse le temps à l'os de cicatriser après dépose de l'implant 36.

2.1.5 Eviter chirurgies lourdes et prothèses adjointes

Même si le chirurgien maxillo-facial et chirurgien dentiste ont toutes les explications adéquates et rassurantes, certains patients ont une peur incontrôlable des chirurgies avancées. L'implantation en elle seule pouvant déjà être si difficile à gérer par le patient, il vaut parfois mieux se limiter à une conception de prothèse dento-implanto-portée faisable une seule intervention chirurgicale.

Certains patients qui n'ont jamais été appareillés se rendent compte que même avec le temps, ils ne supportent absolument pas leurs appareils amovibles. Ils

souhaitent parfois une solution fixe rapide sans qu'il n'y ait de greffe ou d'autre opération plus lourde qu'ils ne peuvent supporter financièrement.

Là encore, il est indispensable d'être un bon communicant et d'avertir ses patients à l'avance de toutes les caractéristiques du traitement vers lequel ils s'orientent. Il faut faire comprendre les avantages et inconvénients de chaque possibilité (ex : stellite possiblement douloureux au début et bien moins confortable que l'implant à terme, mais moins coûteux) sans en dénigrer aucune, car ils risquent sinon de ne rien faire et de ne pas améliorer leur santé dentaire.

Expliquer avant vaut mieux que se justifier ensuite.

2.1.6 Réduire la durée des traitements, leur coût

Ceci est très corrélé à la motivation du patient. Certains patients souhaitent « avoir des dents » au plus vite, et on peut les voir refuser certains traitements avec greffe osseuse pour deux raisons :

- Le temps nécessaire à ce traitement
- Le coût supplémentaire de la chirurgie additive

2.1.7 Conservation de la proprioception : la dent protège l'implant

Comme nous l'avons vu dans la partie précédente, la proprioception d'une dent est une sécurité pour celle-ci ; elle évite l'exercice d'une trop forte charge sur cette dernière.

L'implant n'a pas cette capacité, et le patient a beaucoup plus de mal à percevoir et doser sa force s'il n'a que des implants. Des implants soumis à des forces excessives non régulées sont plus susceptibles de fracturer ou provoquer une perte osseuse péri-implantaire. Inclure des dents naturelles dans de telles reconstitutions chez des patients bruxomanes par exemple, permet de conserver le réflexe de proprioception et donc de prolonger la vie des implants connectés (Spears, 2009 ;

Lindh, 2008, Serhat Ramoglu et coll., 2010). Le Gall et Lauret (2002) précisent que cette proprioception induite est surtout bénéfique lors de l'établissement de reconstitutions de grande étendue en contention. Ceci, lorsque les dents restantes sont un peu mobiles et que seules, elles ne pourraient soutenir la charge et guider la mastication.

2.1.8 En contention lors de problèmes parodontal : l'implant protège la dent

On peut également voir des cas où ce sont les implants qui protègent les dents : lors de parodontite chronique sévère où l'on préfère ne pas extraire toutes les dents, on peut réaliser un bridge de contention. Si les dents semblent un peu faibles pour soutenir la charge de mastication, la solidarisation de dents et d'implants dans un bridge permet la solidification des dents dans l'os, et augmente alors leur durée de vie. La condition est d'avoir suffisamment d'implants.

Si les dents restantes et antagonistes sont conservées et ont une mobilité de 2 (selon la classification de Muhlemann), deux possibilités s'offrent à nous :

- Selon Lin et al., 2007, on peut soulager les dents mobiles des contraintes occlusales avec des implants en complément des dents existantes par une meilleure répartition des contraintes. En revanche, les conditions et aspects biomécaniques du nombre de dents et d'implants à lier méritent une certaine clarification. Un bilan très favorable est observé après 6 ans de recul (Genon et Romagna, 1996 et 1997)
- La pose de plusieurs implants libère les dents, et on s'approche plus d'une biomécanique strictement implanto portée. (Colin, 2003)

Ces deux possibilités ont à long terme prouvé leur succès (Le Gall et Saadoun, 1992 et 1996); la contention par bridge dento-implanto porté étendu semble être une solution bénéfique.

2.1.9 Eviter les cantilevers

Comme nous le verrons par la suite, l'établissement d'un cantilever représente un facteur de risque biomécanique. Sur la radio de cette patiente (fig 16),

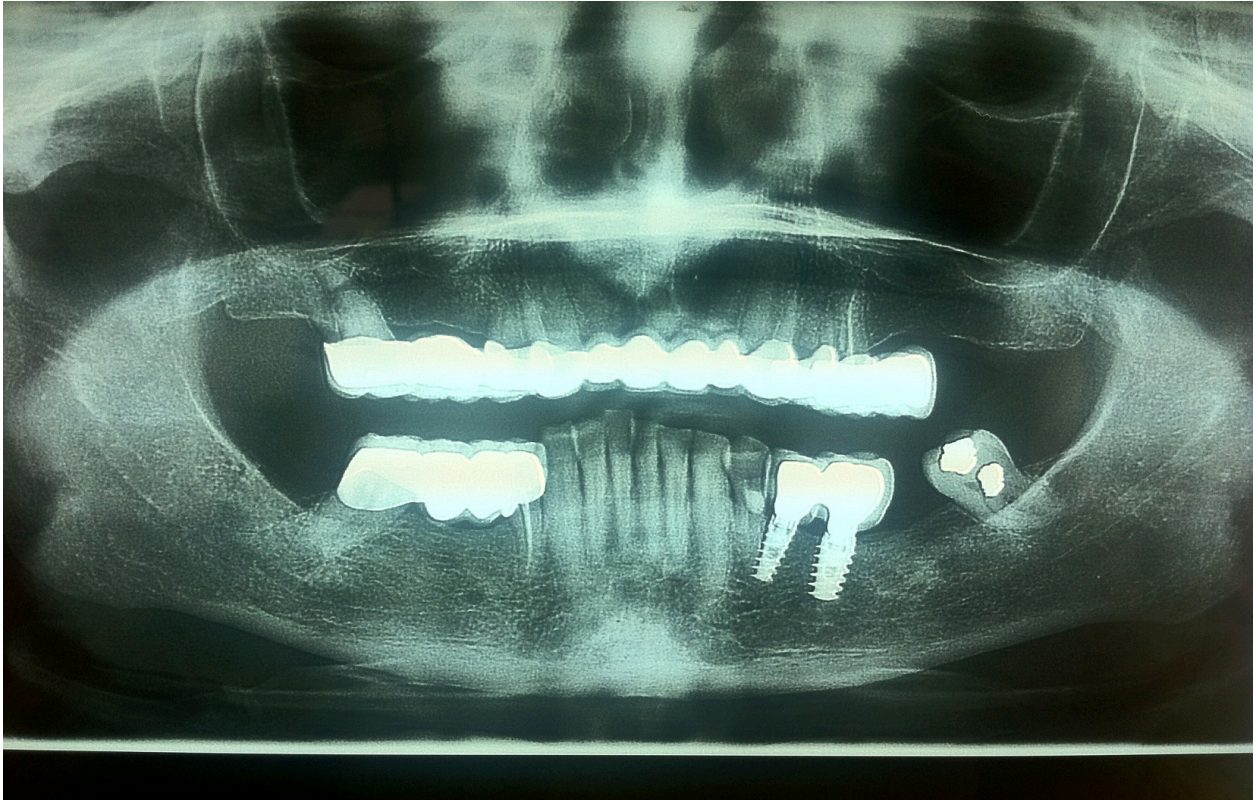


Fig 16 : Panoramique d'une patiente porteuse d'extension en sous occlusion en face d'implants.

on note la présence d'un cantilever en face de couronnes sur implants : cela représente une situation à risque important si l'occlusion fonctionnelle n'est pas parfaitement maîtrisée. Les implants mandibulaires sont immobiles et très solides, la moindre surcharge au niveau du cantilever risque de lui être fatale (fracture). Un implant angulé au secteur 2 postérieur pourrait largement améliorer la situation et diminuer ce risque. Si l'implant en 26 est de longueur et diamètre suffisant, on pourrait même le séparer du bridge et le coiffer d'une couronne unitaire permettant une ré-intervention plus aisée en cas de besoin.

2.1.10 Lors d'un problème de place.

Les implants adaptés aux prémolaires sont les implants dits « standards » et font environ 4mm en largeur (de 3,6 à 4,1 mm selon les marques), et il faut 3mm entre deux implants (ou 2 mm entre une dent et un implant- JPIO 2008). Donc pour deux implants encastrés il faut en théorie $2+4+3+4+2 = 15\text{mm}$ minimum (ou 14mm selon certains praticiens expérimentés). La moyenne de la longueur mésio-distale des prémolaires est de 7mm. Dans le cas d'un édentement de 34-35 et couronne 36 à refaire, l'idéal serait bien sûr de poser deux implants et couronner la 36 indépendamment. Le problème est que du fait de la dérive mésiale des dents lors d'édentement anciens notamment, il n'y a parfois pas assez de place pour poser deux implants (34 ;35) dans des conditions convenables. (Moins de 12mm disponibles alors que 15mm sont nécessaires) Que faire si l'on veut rester dans la thérapeutique fixe : ODF ? Coronoplastie postérieure ? Délabrer les dents antérieures pour venir chercher des piliers supplémentaires ou choisir l'option dento-implanto portée ?

Si les dents antérieures sont saines, le rapport bénéfice risque sur le long terme nous pousse à poser un seul implant, le plus gros possible en place de 34, et de le lier à la 36 avec un inter 35. La tenue de l'implant de gros diamètre (5-6 mm) et la solidité et mobilité fort négligeable de la molaire du bas (os mandibulaire plus dense) concourent à penser la structure viable sur le long terme, tout en respectant les dents antérieures.

Le cas présenté ci dessous (fig 17) a été conçu avec une connexion non rigide entre l'inter et la couronne sur racine dentaire. On peut remarquer un décalage en



hauteur entre la structure implanto-portée et la couronne sur racine naturelle. La dent a ingressé : on appelle cela l'intrusion. Nous verrons dans la partie suivante qu'il est aujourd'hui connu et déconseillé d'utiliser de telles structures, à



cause du risque accru d'intrusion, comme présenté ici.

Fig 18: Situation initiale :34 et 35 absentes, couronne 36 à refaire. (D'après Rangert et Renouard)

2.2 Inconvénients - risques

Comme nous l'avons vu précédemment, les structures dento-implanto portées présentent un intérêt dans certains cas particuliers, mais aussi certains risques associés à cette solidarisation. En effet, du fait même de leur ancrage, il persiste toujours une différence de mobilité entre la dent mobile sur son ligament, et l'implant ostéo-intégré, ankylosé, solidement fixé à l'os. Comme dans tout système mécanique, lorsqu'il existe une zone de faiblesse, les contraintes exercées peuvent conduire à la rupture de cette zone plus faible. (Rangert et coll., Spears, Greenstein, Serhat Ramoglu et coll.)

Dans le cas des prothèses dento-implanto-portées, on peut observer:

- une intrusion dentaire, phénomène le plus fréquent et le plus gênant
- Complication dentaire
- Complication prothétique
- Perte osseuse

2.2.1 Intrusion

L'intrusion est une complication encore mal expliquée de la connexion entre dents et implants. Les articles scientifiques ne fournissent pas d'informations claires sur la cause de l'intrusion, mais l'influence de la connexion rigide ou non rigide sur l'intrusion semble être avérée. Globalement on peut affirmer que la connexion rigide réduit les risques d'intrusion en comparaison avec la non rigide.

La conception non rigide est un système supposé permettre le mouvement de la dent sans que la partie supra-implantaire ne soit mobile, pour compenser la différence de mobilité entre les deux entités. La conception rigide a pour seule élasticité celle du matériau qui la constitue ; petite souplesse avec du métal fin, quasiment aucune en céramique.

Plusieurs auteurs sont en revanche en accord sur le fait que l'intrusion se manifeste dans environ 3,5% des cas. La revue de littérature de Greenstein et coll. (2009) indique un pourcentage variant de 3 à 5,2%. Celle de Michalakis et coll. (2012) indique de 3 à 4%, et Lindh (2008), 5%.

2.2.1.1 Etiologies

Différentes hypothèses des équipes de recherche tentent d'expliquer ce phénomène. Il semblerait que le risque d'intrusion dépendrait de l'expérience du praticien. Les articles de Michalakis et coll.,(2012) Serhat Ramoglu et coll., (2010) , Chee et coll., (2010) concourent à une orientation dans les étiologies possibles :

2.2.1.1.1 Atrophie ligamentaire

Comme les implants supportent la plus grande partie des charges, les dents se retrouvent en hypofonction, et le ligament manque de stimulation. Selon la théorie du muscle atrophié lors de son hypofonction, le ligament subirait le même sort. Sa rétraction entrainerait l'intrusion dentaire.

Cette hypothèse reste cependant très discutée. En effet, une dent unitaire en hypofonction a plutôt tendance à égresser pour chercher un contact avec son

antagoniste. Elle maintiendrait donc sa position par une éruption limitée par la prothèse. (Chee and coll., 2010)

2.2.1.1.2 Altération de la mémoire de l'élasticité ligamentaire.

Le ligament subit constamment des contraintes : occlusales d'une part et dues à la liaison avec l'implant d'autre part. Il perdrait alors sa capacité élastique. La nature cherchant l'équilibre, la dent migre jusqu'à une position d'équilibre ou le ligament n'est plus comprimé, et qu'un nouvel équilibre est trouvé.

2.2.1.1.3 Effet de blocage, ou effet « ratchet »

« L'effet de blocage » et « l'altération de la mémoire élastique ligamentaire » sont de même nature. Des forces exercées verticalement sur la dent donnent lieu à un mouvement vertical de celle-ci. L'effet « ratchet » indique qu'une fois que la dent a fait intrusion au point de ne plus se trouver en occlusion, elle est empêchée de revenir à sa position initiale. En effet, si les deux parties de l'attachement en contact prennent du jeu, « l'encliquetage » ne se fait plus bien, ne permettant donc plus à la dent de revenir en position initiale.

2.2.1.1.4 Accumulation de débris.

La mise en place d'une glissière au niveau de la couronne dento-portée permettant à la dent d'être indépendante verticalement du reste de la prothèse, autoriserait la dent à s'enfoncer dans son alvéole grâce à l'élasticité du desmodonte. Mais des frictions excessives empêcheraient le « rebond » naturel de la dent à la suite des charges occlusales. Certains parlent notamment de bourrage alimentaire qui bloquerait le retour. Cette absence de rebond génèrerait des forces menant à l'intrusion de la racine dentaire dans son alvéole. Le risque d'intrusion dû à l'utilisation de glissière serait d'autant plus important que son axe diffère du grand axe de la dent (par augmentation des frictions). L'intrusion peut également apparaître en cas de scellement provisoire, après désolidarisation de la racine et de la prothèse par délitement du ciment. Le ciment mou ou temporaire se dissout et est remplacé par des débris ou du tartre.

On peut tout de même se poser la question suivante : l'accumulation de débris est-elle la cause ou la conséquence de l'intrusion ? En tant que conséquence, elle serait alors due à un autre phénomène ...

2.2.1.1.5 Flexion mandibulaire et flexion de la structure du bridge

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

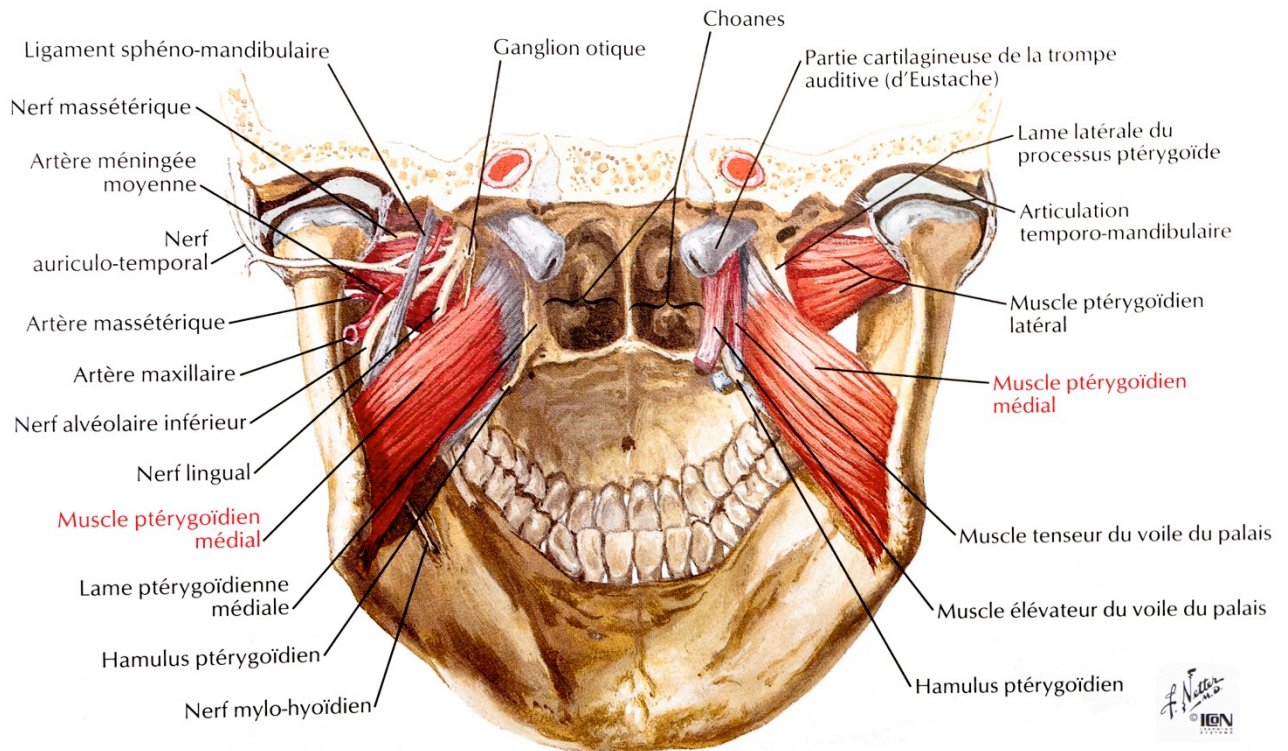


Figure 19: Vue postérieure de l'anatomie mandibulaire et des structures environnantes. Muscles visibles concernés en rouge (Atlas d'anatomie- Netter).

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

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

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

2.2.1.1.6 Dissipation différentielle de l'énergie.

La théorie de la dissipation différentielle de l'énergie suggère que des ondes de tension sont induites lors de la mise en charge de la suprastructure. Ces ondes sont ensuite transmises à travers la suprastructure vers les piliers. A ce niveau, les dents et les implants dissipent alors l'énergie mécanique de manière différente. En raison de leur rigidité, les implants conservent l'énergie, de sorte que l'énergie est transmise d'une extrémité du complexe restauration - pilier - implant vers l'autre extrémité sans perte significative. Une dent, en revanche, capte l'énergie qu'elle reçoit et la transmet vers l'extrémité de la dent sous la forme d'une onde de tension. Une petite partie de l'énergie est reflétée vers la structure de la dent, l'autre partie (qui représente l'essentiel de l'énergie) est absorbée du fait du grand pouvoir d'absorption du ligament parodontal. L'énergie absorbée provoque l'activité ostéoclastique dans le ligament, ce qui entraîne la migration apicale.

Une fois que l'intrusion de la dent est telle que celle-ci n'est plus en contact avec la structure du bridge, ou que la nouvelle position de la dent est telle que la force de la contrainte mécanique n'est plus suffisante pour générer son mouvement, le processus s'arrêtera. La dent demeurera dans cette nouvelle position jusqu'à ce que l'équilibre dans la répartition de l'énergie soit rompu. Il y aura alors de nouveau extrusion ou intrusion de la dent.

2.2.1.1.7 Différence d'élasticité

Il s'agit de la différence d'élasticité entre la dent et le complexe os-implant-pilier prothétique. Lors de la fonction, les contraintes appliquées au bridge mixte provoquent un certain enfoncement des piliers dentaire et implantaire. Lorsque

cessent ces contraintes, l'implant plus rigide reviendrait à sa position de départ bien plus rapidement que la dent en raison de la viscoélasticité du desmodonte. La dent serait donc forcée en situation de compression provoquant ainsi son ingression.

2.2.1.2 Manifestations de l'intrusion.

L'intrusion d'une dent correspond à son ingression dans son alvéole.

Selon la grande majorité des études, ce phénomène a lieu préférentiellement lors de l'utilisation de conception non rigide.

Selon Michalakis et coll. (2012), la position sur l'arcade ne semble pas jouer de rôle. Il existe peu d'études, mais il semblerait que l'intrusion se produise quand un seul implant est connecté aux dents. Les prothèses supportées par une dent et un implant représentent 44,44% des cas d'intrusion.

Autre fait intéressant mis en valeur par ces auteurs : parmi les cas de prothèses incluant plusieurs dents et implants, ceux où on constate l'intrusion, concernent des dents adjacentes aux implants. Plus d'études restent cependant nécessaires pour la compréhension de ce phénomène encore incompris.

2.2.2 Complication dentaire

La complication dentaire principale est l'intrusion. En effet, comme nous le verrons par la suite, toutes les études montrent qu'une dent sous un bridge dento-implanto porté est protégée et c'est l'implant qui supporte la majeure partie des forces occlusales. De nombreuses complications de structures mixtes sont aussi dues à l'intégration de dents dont le pronostique parodontal est mauvais, mettant ainsi en péril la prothèse aussi bien que les implants. (Greenstein et coll ; Mondon ; Michalakis et coll ; Spears)

Comme dans toutes les structures dento-portées, des complications endodontiques peuvent survenir, que ce soit sur dent dévitalisée (ex : abcès) ou sensibilités/pulpite sur dent vivante.

La récurrence de carie est aussi possible, d'autant plus s'il y a intrusion car le hiatus du joint dent/prothèse est augmenté. Une excellente hygiène est indispensable.

2.2.3 Complication prothétique

La conception théorique des bridges et couronnes sur racines dentaires d'une part, ou sur implants d'autre part ne pose pas de problème. Leur réalisation en clinique constitue une donnée acquise de la science.

Dans le cadre de structures dento-implanto-portées, la conception théorique même de la prothèse pose problème du fait de la mobilité coté dentaire et l'immobilité coté implant. C'est l'application au réel et sa tolérance pratique qui permet sa faisabilité. En revanche, ces structures n'acceptent aucune erreur de la part du praticien. En effet, toute erreur de conception ou réalisation peut potentiellement engendrer une accumulation de stress qui va se concrétiser par une complication au niveau de l'élément le plus faible.

Cela peut se manifester par un descellement/dévissage à répétition, qui doit alerter le praticien, ou fracture du cosmétique, du châssis ou de la vis. Lorsque la suprastructure est solidement constituée, les forces sont transmises à l'ancrage, qui peut casser : fracture de l'implant. (Lin et coll., 2007; Spear, 2009, Chee and coll., 2010)

Il existe peu d'études de long terme sur la durée de vie des prothèses dento-implanto-portées (PDIP), et la disparité des critères rend difficile l'analyse des résultats. Voyons une synthèse des principales études :

(Bjarni et coll., 2004-2007; Niklaus et coll., 2004; Chee et coll., 2010) :

	Survie implant (%)		Survie prothèse (%)		% complication à 5 ans
	à 5 ans	à 10 ans	à 5 ans	à 10 ans	
PDIP	90,1	82,1	94,1 - 95,5	77,8 - 77,9	
Prothèse fixe sur implants	95,4	92,8	95 - 95,2	86,7 - 86,7	38,7
Prothèse fixe conventionnelle	95,4	92,8	93,8 - 95	89,1 - 89,2	15,7
Prothèse fixe avec cantilever			91,4	80,3	20,6
Couronne unitaire			94,5	89,4	

Fig 20 : synthèse des taux de survie de plusieurs études. Plusieurs pourcentages dans une même case correspondent aux pourcentages de différents articles.

On remarque une certaine stabilité des résultats, qui montrent globalement 10% de moins de réussite pour les PDIP par rapport aux bridges strictement implanto-portés (implant et prothèse confondus).

La revue de littérature de Greenstein et coll. (2009) est résumée dans le tableau suivant (Figure 21)

Table 5: Studies Addressing TISP*/Survival Rate of Implants and TISP¹							
Authors	No. of Implants	No. of Failures	Survival Rate	No. of TISPs	No. of Failures	Survival Rate	Implant Type
5-Year Follow-up							
Block et al ³⁵	80	1	98.6	-	-	-	Omni Lock
Mau et al ⁶⁶	297	51	79.5	-	-	-	IMZ
Naert et al ⁵	339	19	95.4	-	-	-	Brånemark
Brägger et al ⁷	19	1	94.8	18	1	94.5	ITI
Kindberg et al ³⁶	115	9	90.1	41	3	92.8	Brånemark
Hosny et al ³⁸	31	1	97.5	18	0	100	Brånemark
Olsson et al ⁴⁶	23	2	90.5	23	2	90.5	Brånemark
Koth et al ⁵⁷	28	6	75.7	15	1	93.4	Bioceram
10-Year Follow-Up							
Brägger et al ⁵³	22	5	77.7	22	7	70.2	ITI
Gunne et al ⁴⁹	23	2	89.8	23	3	85.1	Brånemark
Fartash et al ⁵⁵	27	0	100	-	-	-	Bioceram
Steflik et al ⁶¹	28	9	64.7	15	3	79.8	Bioceram
Jemt et al ⁶⁷	43	8	n/a	12	1	n/a	Brånemark

Figure 21 : Tableau des taux de survie selon Greenstein et coll., 2009.

Ils indiquent par ailleurs que ces données sont basées sur des implants qui ne sont plus utilisés aujourd'hui. A aujourd'hui toutes leurs caractéristiques ont été

modifiées et leurs états de surface, perte osseuse induite, taux de survie implantaire et prothétique ont été améliorés.

2.2.4 Complication osseuse.

Enfin, si l'implant résiste aux forces et ne rompt pas, il peut les transmettre au support sous-jacent: l'os.

De part l'enfoncement de la dent dans son alvéole, l'implant dans les PDIP supporte plus que dans les structures implanto-portées. En fonction de sa conception et du réglage de l'occlusion l'implant supporte plus ou moins la charge qui lui est transmise. S'il résiste bien, il la transmet à l'os.

Il en résulte une perte d'os alors un peu supérieure à celle observée lors de structures strictement implanto-portées. (Mondon, 2007 ; Zuck, 2004 ; Greenstein et coll., 2009 ; Rangert et Renouart, 2005 ; Quaranta et coll., 2013 ; Michalakis et coll., 2012 ; Lin et coll., 2007 ; Lauret et Le Gall, 2002 ; Spear, 2009 ; Quaranta et coll., 2013 ; Lindh, 2008)

Une étude met en évidence cette perte osseuse (Naert et coll., 2001) et d'autres ne montrent pas de différences significatives entre PDIP et prothèses implanto portées. Voici présenté dans le tableau suivant les valeurs de l'étude de Naert. Ces résultats restent par ailleurs largement acceptables selon les critères d'Albrektsson (1,5mm la première année puis 0,2mm/an), même lors de la perte la plus importante en connexion rigide.

Fig 22 : Résultats de l'étude de Naert et coll., 2001

	A 6 mois	Prothèse sur implant	PDIP	Connexion non rigide	Multiples connexions non rigides	Connexion rigide
Perte osseuse	1,76	0,02mm/an	0,07mm/an	0,04mm/an	0,08mm/an	0,09mm/an

Akça et coll. ont conduit une étude pour évaluer les résultats de Naert et coll., ils ont conclu que la conception rigide ne compromettrait pas l'os marginal et que son niveau restait stable après 2 ans de fonction.

Gunne et coll. et Lindh et coll. ont rapporté que la résorption autour des implants en PDIP était similaire à celle sur implants seuls, sur des individus portant les deux types de restauration.

La revue de littérature de Greenstein et coll. montre globalement un fort nombre d'études ne faisant pas apparaître de perte notable d'os lors des PDIP. Rares sont celles qui les mettent en lumière. (ex : celle de Naert et coll.)

Nous pouvons conclure que les résorptions autour d'implants dans les PDIP, sont dans la majeure partie des cas non excessives, et donc acceptables.

2.3 Limites

2.3.1 Des études

Il existe trois types d'études sur le sujet :

- des études statistiques
- des études sur modèle en résine photo-élastique
- des études par la méthode des éléments finis.

2.3.1.1 Etudes statistiques.

Ces études sont rares, et la nécessité d'avoir du recul fait que les implants qui étaient posés il y a 20 ans ne donnent leurs résultats que maintenant. Hors nous avons vu que la technologie des implants évoluait constamment et donnait au fur et à mesure du temps de meilleurs résultats.

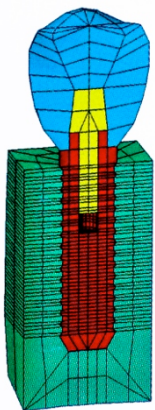
D'autre part, les systèmes implantaires étant déjà très variés, nous allons voir que selon le type d'implant utilisé, les réactions peuvent être différentes.

Enfin, tous les articles de littérature sont en accord sur le fait que le succès ou l'échec de ce type de reconstruction dépend en grande partie des capacités du praticien à les mettre en œuvre. La composante praticien dépendante n'est pas facteur de stabilité ou de fiabilité quant aux résultats obtenus.

Nous pouvons tout de même, pour avoir une idée des résultats obtenus par les praticiens, citer les tableaux figure 24 et 25 de la partie 2.2.3 Complications prothétiques.

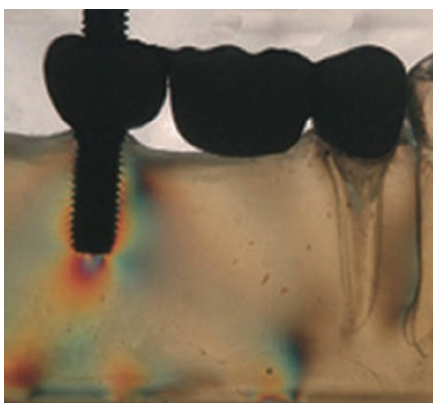
2.3.1.2 Etudes par méthode des éléments finis et sur modèle en résine photo élastique

La méthode des éléments finis est une analyse purement numérique utilisée pour résoudre des équations aux dérivées partielles. Celles-ci peuvent par exemple représenter analytiquement le comportement dynamique de certains systèmes physiques mécaniques, thermodynamique, acoustique etc... Concrètement, cela permet par exemple de calculer numériquement le comportement d'objets même très complexes, à condition qu'ils soient continus et décrits par une équation aux dérivées partielles linéaires : mouvement d'une corde secouée par l'un de ses bouts, comportement d'un fluide arrivant à grande vitesse sur un obstacle, déformation d'une structure métallique...



L'intérêt d'une telle méthode est de pouvoir analyser le comportement et les forces exercées sur les structures avec une précision ajustable. C'est une aide énorme dans de nombreux domaines où la mécanique a une part importante dans la conception de produits. Les bridges, couronnes, implants en font parti.

Ex : figure 23 ci-contre (Rangert et coll) où les caractéristiques de chaque élément sont entrées dans l'ordinateur. Une couleur leur est attribuée.



Les études sur résine photo-élastique permettent de mettre en valeur les augmentations de pression sur des résines existantes (et non numériques) où l'on aura choisi la densité du matériau, son élasticité, ses dimensions... Le but étant d'avoir des analogues des dents, du ligament et de l'os pour avoir une copie la plus proche possible de la réalité. Ci-contre figure 24, photo extraite de l'étude de Ferreira da Silva et coll., 2010

La méthode des éléments finis et les études photo-élastiques permettent donc d'avoir une idée précise de la localisation et l'intensité des forces qui s'exercent sur les différentes structures. En revanche, il ne s'agit ici que de modélisation numérique ou de résine aux caractéristiques linéaires. Hors, nous travaillons sur le biologique : l'os, la gencive, le ligament ne sont pas des matériaux inertes mais bien vivants, aux caractéristiques qui peuvent évoluer en fonction du système dans lequel elles sont présentes et varient d'une personne à l'autre. En effet l'ordinateur considère des propriétés linéaires. Mais les structures vivantes n'ont pas d'homogénéité, d'isotropie et d'élasticité linéaire... L'os a des densités variables, et le ligament un module d'élasticité (non linéaire) variant de manière considérable entre chaque individu.

Par ailleurs la mise en valeur et compréhension de l'intrusion est impossible par cette méthode, hors c'est la complication la plus importante des prothèses mixtes. Il convient donc de prendre et comprendre ces informations avec la portée qui est la leur : simplifiée.

Les auteurs le mentionnent en effet souvent lors de leurs conclusion : Koosha and Mirhashemi, 2013; Lin et coll., 2007 ; Pratheep et coll., 2010 ; Pierrisnard et coll., 2009 ; Hita-Carrillo C. et coll, 2010 ; Hoffmann et coll., 2012.

2.3.2 Limites anatomiques

Comme dans toute reconstruction impliquant la présence d'implants, il y a des limites anatomiques qui sont au nombre de deux majeures:

- Le sinus maxillaire
- Le nerf alvéolaire inférieur

2.3.3 Limites propres au praticien

Lors du cursus de formation des étudiants en chirurgie dentaire, on indique en cours d'implantologie que les bridges ne doivent pas être dento-implanto-portés. Hors, il apparaît que certains praticiens obtiennent des résultats très satisfaisants

utilisant cette technique. Nous pouvons alors nous interroger sur le pourquoi de cette mise en garde lors des cours magistraux.

La dentisterie est un métier manuel et des règles sont présentes pour réguler sa pratique. Il est évident qu'un jeune dentiste n'a pas l'expérience de celui qui a 30 ans d'exercice. Le jeune diplômé n'est pas conscient de certaines choses et n'a pas la capacité d'analyse biomécanique ni la gestuelle de son collègue plus âgé. Il est donc plus judicieux d'office de le mettre en garde, quitte à plus tard, avec l'expérience, s'affranchir de certaines règles, en toute âme et conscience.

La pratique évolue donc en fonction du savoir acquis de la science et de l'expérience des praticiens.

3 Conseils de réalisation

3.1 Sélection soigneuse du patient

Avant toute chose, il convient de n'envisager ce type de prothèse combinée qu'une fois toutes les autres options étudiées s'avèrent impossibles ou posent problème, quelle qu'en soit la raison.

Il s'agit ensuite de vérifier que le patient ne présente pas de contre-indication à l'implantologie (hygiène, parodontopathie...).

On évitera ou prendra les précautions biomécaniques nécessaires lors du choix du plan de traitement en cas d'habitudes nocives (bruxisme). En effet, Rieder et Parel ont trouvé 50% d'intrusion chez les patients à parafunctions, plus particulièrement les bruxomanes. D'autre part ils ont noté aussi que ce phénomène s'observait surtout lors d'attachements de semi-précision et en conception non rigide. (Nous verrons par la suite que ce sont les conditions les moins favorables à l'éviction du risque d'intrusion)

A propos des bruxomanes, Spears (2009) précise qu'ils offrent un environnement sain car de ce fait, les dents ont un parodonte solide et une mobilité bien inférieure à la moyenne. En revanche, il ajoute que si l'on a en plus une atteinte

parodontale ou des mobilités, il déconseille fortement ce traitement sous peine de voir les dents s'intruser très rapidement.

La densité de l'os a aussi son importance (Greenstein et coll, Zuck) En effet, comme le précise Michalakis et coll., (2012) le module élastique de l'os cortical est de 15 000 MPa, tandis que celui de l'os trabéculaire est de 1 500 MPa. (Celui du ligament étant entre 1,8 et 2 MPa). Le type d'os et son architecture microstructurale a certainement de l'influence sur les reconstitutions mixtes. Des études sont nécessaires pour confirmer ou infirmer ces hypothèses.

D'autre part, même si d'un point de vue buccal, toutes les conditions sont réunies pour proposer cette thérapeutique, il convient d'avoir une vision holistique du patient. Par exemple, chez un sujet jeune, nous adopterons beaucoup plus difficilement cette pratique que chez un sujet âgé ou une intervention plus lourde (soulevé de sinus...) est impossible. La mise en place d'une telle reconstitution doit toujours être justifiée par une réflexion préalable comparant ses avantages et inconvénients par rapport à la méthode traditionnelle.

3.2 Sélection soigneuse des dents - éviter le cumul des facteurs de risques

Les études à 10 ans et plus montrent qu'une grande partie des échecs est due aux dents utilisées, et non aux implants, dans ces reconstructions mixtes. Lors de telles restaurations, il est donc impératif de bien sélectionner les dents et donc les cas. (Quaranta et coll., 2013 ; Michalakis et coll., 2012 ; Lindh, 2008)

Dans l'idéal, les dents sélectionnées doivent :

- ne pas être fragiles, avoir de mobilité, ou dont le pronostique parodontal est mauvais. Il est donc plus intéressant d'utiliser des dents postérieures, ou canines, dont les mobilités sont plus faibles que les antérieures. (Mobilité

horizontale dents antérieure de 90 à 108 um implant : 10-50 um). Quaranta et coll., 2013 ; Michalakis et coll., 2012). Périotest de la canine : de -1 à 4 tandis de périotest de l'implant : de -2 à -4.

- avoir une racine courbée ou une section ovale (Quaranta et coll., 2013)
- avoir un pronostique de vie supérieur à 5 ans
- les dents ayant une structure ou une anatomie ne permettant pas la bonne rétention d'inlay core ne devront pas être utilisées dans les PDIP (Greenstein et coll.)

Renouard et Rangert indiquent la durabilité du système à condition de ne pas avoir de cumule de facteur de risque. Un facteur de risque ne constitue pas forcément une contre-indication, mais l'addition de plusieurs facteurs représente une situation clinique dangereuse. Cette évaluation n'est pas scientifique mais permet néanmoins de donner un gradient d'importance aux différents facteurs de risques biomécaniques.

A chaque facteur de risque est attribué une valeur, la somme des valeurs détermine l'indice de risque et le tableau suivant indique la faisabilité ou non du projet prothétique.

CAT	OK	Attention	STOP
Indice de risque biomécanique	0-1	2-3	>3

Fig 25 : Tableau des indices de risques selon Renouard et Rangert.

Parmi les risques développés, citons:

- Risque géométrique : nombre d'implant, position relative, forme de la prothèse
- Risque occlusal : problèmes liés au forces appliquées sur les composants (notamment les forces latérales) et habitudes parafonctionnelles du patient (bruxisme...)
- Risque osseux : stabilité primaire de l'implant, densité osseuse, diamètre de l'implant, type d'édentement...

- Risque technologique : problème d'ajustement de la prothèse vissée et des prothèses scellées.

- Signaux d'alarme : incidents apparaissant durant la fonction de la prothèse censée alerter le praticien de la surcharge occlusale.

3.2.1 Facteurs de risque géométrique

Voici résumé dans le tableau suivant, les risques selon Renouard et Rangert.

Facteur de risque géométrique	Indice
Utilisation d'implants base large	-1
Implant connecté avec une dent naturelle	+0,5
Implants placés en tripode	-1
Présence d'une extension prothétique (par dent)	+1
Implant décalé par rapport au centre de la couronne prothétique	+1
Hauteur importante de la restauration prothétique	+0,5
Nombre d'implants < nombre d'unités radiculaires (pour <3)	+1

Fig 26 : Indices de risques géométriques, Renouard et Rangert.

Les rigidités différentes des deux systèmes (dent et implant) risquent d'entraîner une mauvaise répartition des charges lors de la mastication. Cela augmente le risque géométrique de 0,5 et il faut noter que ce facteur vient souvent de paire avec un autre facteur de risque tel qu'un manque de support osseux, la présence d'une extension...

3.2.2 Facteurs de risque occlusal

Figure 27 : Facteurs de risque occlusal, Renouard et Rangert.

Facteur de risque occlusal	Indice
bruxomane/parafonctions et/ou dent naturelle fracturée par surcharge	+2
Prise en charge trajets mandibulaire sur implant(s) uniquement	+1
Edentement encastré	-1

3.2.3 Facteurs de risque osseux

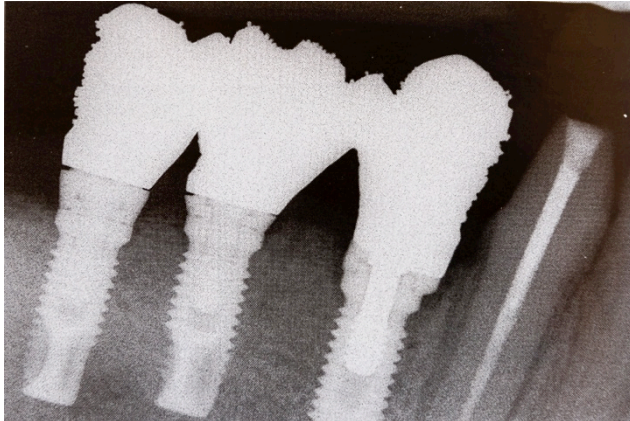
Figure 28 : Facteurs de risque osseux, Renouard et Rangert.

Facteur de risque osseux	Indice
Faible densité osseuse et mauvaise stabilité primaire de l'implant	+1
Diamètre implant trop faible par rapport à la situation clinique	+0,5

3.2.4 Facteurs de risque technologique

Figure 29 : Facteurs de risque technologique, Renouard et Rangert.

Facteur de risque technologique	Indice
Défaut d'adaptation des infrastructures prothétiques	+0,5
Prothèse scellée	+0,5



La figure 30 présente la radio de contrôle d'un châssis de bridge inadapté au niveau des deux implants postérieurs. Seule la vis en or antérieure est mise en place.

Fig 30. (Renouard et Rangert)

3.2.5 Signaux d'alarme.

Figure 31 : Signaux d'alarmes censés alerter le praticien sur un défaut de conception ou de réglage d'occlusion (Renouard et Rangert).

Facteur de risque technologique	Indice
Dévisage répété des vis de prothèse ou de pilier	+1
Fracture répétée du matériau cosmétique	+1
Fracture des vis en or ou des vis de pilier	+2
Perte osseuse continue au-delà du 1 ^{er} filet de l'implant	+1

3.3 Répartition uniforme des contraintes

Les forces exercées sur les dents dans la cavité buccale sont multidirectionnelles, et les plus fortes de l'organisme. Il est important de pouvoir comprendre comment les dents et implants connectés réagissent sous ces forces, pour pouvoir choisir un plan de traitement. Chaque paramètre a son importance, depuis le choix de la place et l'orientation des implants, l'intégration de dents jusqu'à la conception de la suprastructure (forme, situation, dimensions et occlusion). En effet, il est admis que la bonne gestion des forces (fréquence, durée, intensité, direction, localisation...) lors de la conception de la prothèse est le critère **principal** de succès (Mondon, 2007 ; Zuck, 2004 ; Greenstein et coll., 2009 ; Rangert et Renouard, 2005 ; Quaranta et coll., 2013 ; Michalakis et coll., 2012 ; Lin et coll., 2007 ; Lauret et Le Gall, 2002 ; Spear, 2009 ; Serhat Ramoglu et coll., 2010...). C'est une garantie de bonne répartition des charges : l'objectif final étant d'avoir une structure fonctionnelle qui ne se descelle ou ne se fracture pas, le tout avec absence de résorption osseuse exagérée à travers les années.

Les critères principaux à respecter pour permettre une bonne répartition du stress au niveau des dents, implants, de la prothèse et de l'os sont:

- Conception de la prothèse adaptée
- Bonne gestion de l'occlusion

3.3.1 Conception de prothèse adaptée

Voici un exemple démontrant l'importance de la conception d'une prothèse. Considérons un bridge de 13 à 17, avec 13 et 17 en piliers dentaires, et 15 pilier implantaire. L'implant ayant de part et d'autre un amorti ligamentaire, va subir d'importantes contraintes de flexion de chaque côté (mésial et distal) et d'autre part réagir comme une balançoire, menant inévitablement au descellement des parties sur piliers dentaires ou pire, à une fracture (de la suprastructure ou de l'implant). Cette situation est donc à éviter, car mécaniquement pas viable.

Il faut donc concevoir la prothèse de sorte que :

- les contraintes occlusales de déglutition et les résultantes latérales des forces de mastication soient diminuées (Michalakis et coll. 2012.). Elles doivent être réparties et orientés dans l'axe de l'implant (exemple : réduction de la pente des cuspides). Les forces latérales sont susceptibles de créer des contraintes néfastes pour la longévité des implants et composants prothétiques. (fig 32)(Greenstein et coll., 2009; Lin CL et coll., 2006; Serhat Ramoglu et coll., 2010)
- la réalisation de restaurations très étendues est un des meilleurs moyens pour contrôler la distribution des forces entre dents et implants. Ce type de structure atténue les différences de comportement des dents et des implants sous l'impact des forces occlusales. (Zuck, 2004 ; Mondon, 2007 ; Le Gall et Lauret, 2002)
- Le rapport couronne implant doit être de sorte de ne pas augmenter le bras de levier vertical.
- Bien étudier la situation et concevoir la prothèse en respectant certaines règles de géométrie.

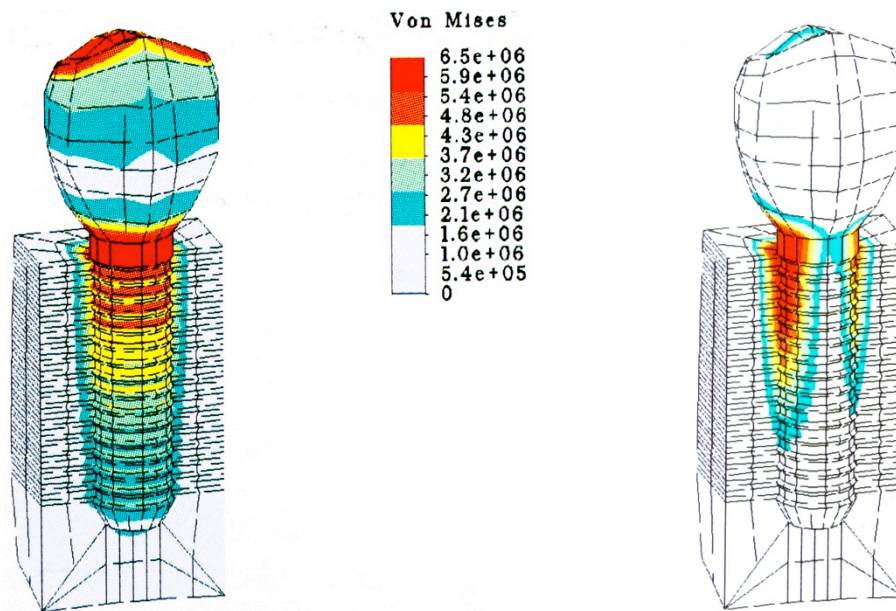


Fig 32 : Analyse des contraintes par méthode des éléments finis : une force de 100N est appliquée en compression (à gauche) puis avec une angulation de 30° (à droite).

Les contraintes en compression sont réparties sur tout l'implant tandis qu'en latéralité elles sont concentrées au niveau du col. L'utilisation d'implant plus long n'améliore pas la distribution des contraintes par rapport aux implants plus courts. (Renouard et Rangert)

Parmi ces règles géométriques, soulignons

- éviter le phénomène de balançoire.
- La solidarisation de double pilier dentaire ou implantaire ne doit pas être systématique, même si elle permet une stabilisation (forces et proprioception) lors de structures fortement soumises à des forces latérales. (Lin et al., 2007) Ranger et Renouard donnent l'exemple suivant : ne pas lier deux implants adjacents puis un inter et une dent. Les forces seraient majoritairement supportées par les implants par le phénomène du bras de levier (Fig 33). Le mieux est de désolidariser les deux implants: faire une couronne sur un implant ainsi qu'un bridge implant-inter-dent. La dent supportera une partie de la charge et les implants seront soulagés de par la diminution de l'effet de levier.
- Si deux implants ou plus sont connectés à des dents naturelles, la rigidité des implants reliés entre eux fait qu'ils supportent la plus grande partie de la charge occlusale. Pour Rangert et Renouard, les dents naturelles doivent être considérées d'un point de vue mécanique comme étant des dents en extension (fig 34). Pour Serhat Ramoglu et coll. (2010) les dents supports aux extrémités ne doivent pas être mobiles mais suffisamment rétentives.
- Avoir un nombre d'implant au moins égal au nombre d'unité radiculaire (UR) à remplacer (et non pas au nombre de dents). Une canine vaut 1 UR tandis qu'une molaire vaut 2 UR. Cette évaluation est particulièrement importante pour des restaurations partielles comprenant moins de 3 implants. A partir de 3 implants, il est possible d'avoir un nombre d'implants inférieur au nombre d'UR à remplacer sans augmentation importante du risque de surcharge. (Rangert et coll.)

- Certains le déconseillent purement et simplement (Serhat Ramoglu et coll., 2010), mais en cas de cantilever, il devra être plus court que sur une prothèse implanto-portée.
- Si possible utiliser comme support les dents postérieures ou les canines car moins mobiles. (Serhat Ramoglu et coll., 2010)
- L'utilisation de plus d'une seule dent naturelle en support augmente le taux de réussite. (Serhat Ramoglu et coll., 2010 ; Le Gall et Lauret, 2002) En effet l'augmentation du nombre de piliers dentaires et implantaire permet de répartir les charges et diminuer l'effet bras de levier.
- Prévoir un intermédiaire court pour diminuer l'effet bras de levier. (Quaranta et coll., 2013; Pierrisnard et coll, 2009 ; Serhat Ramoglu et coll., 2010 ; Pratheep et coll., 2010 ; Greenstein et coll.)
- Lors de reconstitutions étendues, le nombre d'implant doit être suffisant par rapport au nombre de dents pour soutenir la charge. (Michalakis et coll., 2012; Spear, 2009)

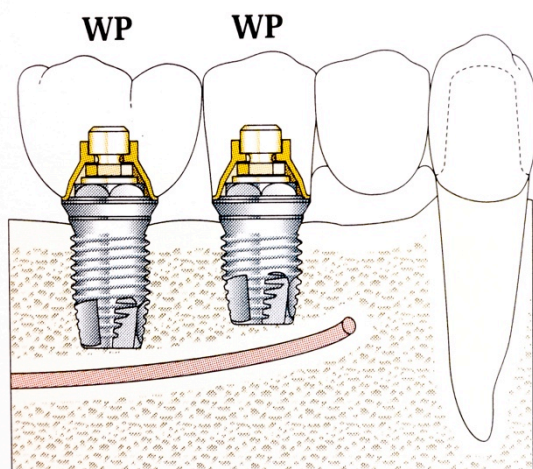


Fig 33 : lors de cette topographie, il est nécessaire de poser une couronne unitaire sur l'implant postérieur pour éviter au maximum l'effet bras de levier. (Renouard et Rangert)

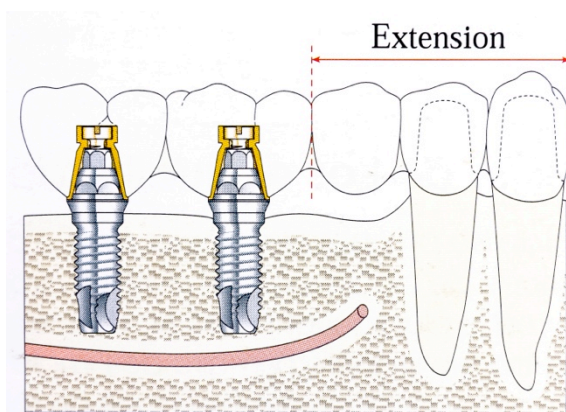


Fig 34 : Plusieurs implants reliés entre eux connectés à des dents : les dents sont considérées comme des dents en extension. Peut-être vaudrait-il mieux des implants de larges diamètres, et, seulement un relié aux dents ? (Renouard et Rangert)

D'autre part, de nombreux conseils ont été prodigués par les auteurs Greenstein et coll. et Serhat Ramoglu et coll. dans leur revue de littérature. Les voici présentés :

3.3.1.1 Intermédiaire court

Une bonne gestion de la distance dent-implant est nécessaire : pas trop courte pour diminuer l'angle de rotation au niveau de l'implant, pas trop longue pour ne pas exagérer l'effet bras de levier. (Quaranta et coll., 2013; Pierrisnard et coll., 2009 ; Serhat Ramoglu et coll., 2010). Pratheep et coll. (2010) et Greenstein et coll. ajoutent que lors de la connexion d'une seule dent et d'un seul implant, il faut limiter préférentiellement l'envergure du bridge à 3 éléments. On peut cependant prévoir des inters plus longs en cas de multiplication des piliers implantaires. (Serhat Ramoglu et coll., 2010)

En effet, nous avons vu que l'on pouvait considérer la partie dento-portée comme étant une extension. Cela signifie que, par exemple pour un bridge 33-34-35, (33 dent, 34 inter, 35 implant) l'implant supporte la charge de 33 et 34. Plus l'inter est long, plus la charge exercée sur l'implant est grande (effet bras de levier).

3.3.1.2 Implants larges et courts

Le fait pour une molaire d'avoir 2 ou 3 racines permet d'éviter un surplomb de la couronne par rapport aux racines. Une molaire unitaire supportée par un implant (fig 35) à base standard donne un risque géométrique de 2 (nb implant < nb d'UR et extension prothétique de par le surplomb- Renouard et coll.). Ce risque est encore augmenté lors d'une liaison avec des dents (+0,5) ce qui est à la limite de la contre-indication selon cet auteur. Il est donc encore plus important lors de PDIP d'adapter le diamètre des implants utilisés.

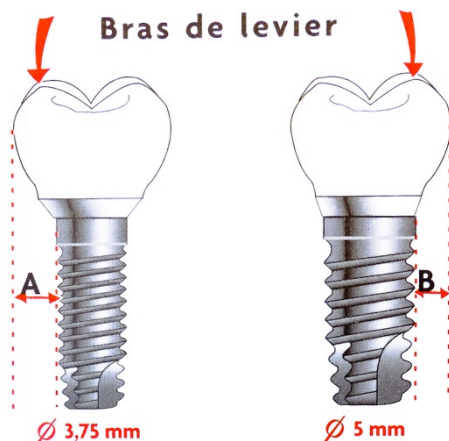


Fig 35 : différence de surplomb et risque géométrique. (JPIO 2008)



Plus les implants sont larges, plus ils tiennent dans l'os, plus ils sont capables de supporter des charges importantes (ci-contre fig 36. JPIO 2008) et surtout de les répartir sur une plus grande surface osseuse. Les implants dans les PDIP supportent plus que dans les prothèses strictement implanto-portés. Il est donc important de prévoir des implants capables de supporter les charges. Le but est de répartir le stress sur une plus grande surface osseuse, notamment au niveau du col (Pierrisnard et coll., 2009)

De plus il est plus important de prévoir des implants larges que des implants longs. En effet, l'augmentation du diamètre de l'implant permet de répartir les forces exercées sur l'os (au niveau du col, là où se situe la zone de concentration du stress), alors qu'il n'y a pas vraiment d'intérêt à poser des implants de longueur supérieure à 12 ou 14mm. (La zone de faiblesse étant toujours à la jonction implant-os.)

Zuck et Pierrisnard déconseillent l'utilisation d'implants trop longs car n'apportent aucun bénéfice (fig 37).

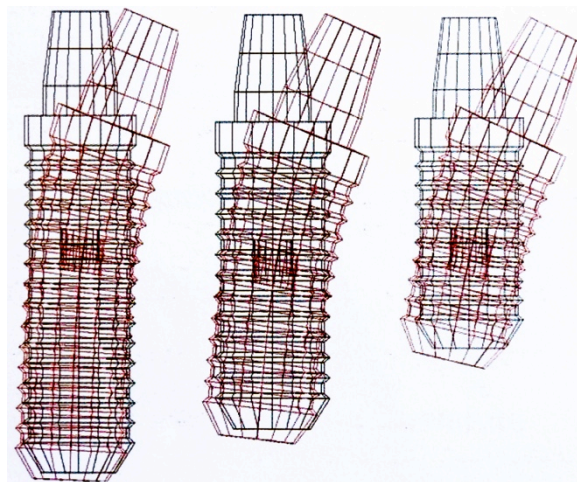


Fig 37 : Analyse en éléments finis montrant le mouvement de trois implants de 8 ; 10 et 12 mm. (Rangert et Renouard)

« Le déplacement au niveau de la tête de l'implant est identique pour les trois implants. En revanche, l'apex de l'implant est stable pour l'implant long avec ancrage bi-cortical, il commence à bouger avec un implant de 10mm et il se déplace avec

l'implant court. En cas de surcharge, l'implant de gauche risque de fracturer par fatigue, alors que celui de droite risque de perdre l'ostéointégration. Cependant, la flexibilité de l'implant court semble être un facteur positif car elle permet d'amortir et d'absorber un certain nombre de contraintes avant que celles-ci n'engendrent des complications mécaniques et / ou biologiques (études des éléments finis, Dr L. Pierrisnard, Université de Paris-V) » Rangert et Renouard.

Une étude plus récente par méthode des éléments finis de Naveau et Pierrisnard (2009) confirme l'intérêt de l'utilisation d'implants larges plutôt que longs. Selon ces auteurs, le type d'os a aussi son importance et doit faire l'objet de plus d'études.

Selon ces informations, nous pouvons supposer que le plus adapté en PDIP serait donc des implants courts mais les plus larges possible.

3.3.1.3 Cantilevers distaux avec précaution

Comme nous l'avons vu en 2.1.9 (« éviter les cantilevers ») ; un des intérêts des PDIP est d'éviter les cantilevers... pourquoi en rajouter tout de même ?

D'autre part, un cantilever dans le cadre de PDIP c'est encore plus périlleux qu'en bridge conventionnel. En effet, du fait de la moins bonne répartition des charges, les implants supportent la majeure partie des forces. Ajouter en plus un cantilever ne fait qu'augmenter l'indice de risque biomécanique de Renouard développé précédemment. Il est donc fortement déconseillé par les auteurs (Zuck, Renouard et Ranger, Mondon, Greenstein et coll.).

Serhat Ramoglu et coll. (2010) sont plus radicaux et pensent, sans compromis, que les cantilevers doivent être évités.

3.3.1.4 Choix de système implantaire adapté

Ferreira da Silva et coll., (2010) ont réalisé une étude sur résine photo-élastique. Ils ont comparé la répartition des charges dans les PDIP en fonction du type de connexion implant/pilier (hexagone interne ou externe) ainsi que du type de conception de la supra structure (rigide ou non).

Les observations de l'étude photo-élastique ont été prises en photo avec un NIKON D70 ®, et les images ont été analysées via le logiciel Photoshop 7 ® dans lequel les résultats ont pu être mieux visualisés et qualitativement analysés. Ils ont observé que l'hexagone interne, de par sa grande profondeur de rétention, permettait une meilleure stabilité et rigidité que la connexion externe. Cette rigidité supérieure impliquait un transfert des forces à l'os et donc un stress osseux péri-implantaire plus important qu'avec la connexion externe. La relation intime implant-pilier en hexagone interne fait que toutes les forces sont transmises à l'implant et la vis n'est là que pour verrouiller, tandis que dans l'hexagone externe, la vis est beaucoup plus sollicitée ; elle absorbe une partie de la charge.

La différence de mouvement en latéralité que l'on obtient entre les deux structures leur a permis de conclure que pour pallier le manque de mobilité des implants en PDIP, il était plus judicieux d'utiliser une connexion de type hexagone externe. En effet, le hiatus que cette structure permet et que l'on souhaite habituellement réduire (bactéries, profil d'émergence) peut être assimilé à la souplesse du ligament dentaire.

Chee and coll., (2010) pensent que l'on doit utiliser une structure d'implant permettant via sa vis une petite flexibilité. Avec les hexagones externes, le joint de la vis permet un mouvement similaire à celui du ligament. Idéalement pour cette raison, la dent et l'implant ne doivent pas être trop proches non plus pour diminuer l'angle de flexion imposé à la vis (risque de fracture).

On peut alors se demander si cette mobilité risque d'accentuer le phénomène d'intrusion que l'on observe en structures souples ou si, du fait de l'ajustement des structures (ne permettant pas de bourrage alimentaire potentiellement responsable d'intrusion) on obtient réellement un analogue du ligament.

Lindh (2008) a noté en effet que certaines publications plus anciennes ont démontré, aussi bien in vitro qu'in vivo, que la flexion de certains composants implantaires suffit à compenser la différence de mobilité entre dents et implants.

Serhat Ramoglu et coll. (2010) pensent que le choix d'implant (hexagone externe ou interne) et le type de vis utilisée peuvent avoir des conséquences sur la biomécanique des PDIP et que cela nécessiterait plus d'études pour éclaircir ce point.

3.3.2 Bonne gestion de l'occlusion

Le réglage de l'occlusion est, après la conception, l'autre étape clé dans la réussite du projet prothétique. En effet, dans le cas des PDIP, il n'y a pas UNE règle générale. C'est au cas par cas : on doit être conscient de l'environnement, du type d'implant et de connexion, de la solidité des dents et du parodonte, de l'arcade antagoniste, des habitudes du patient... pour attribuer au mieux aux différents piliers les charges qu'ils peuvent supporter.

Lors de la mastication, les forces sont en moyenne de 55 à 165 N. et au maximum de 264 à 336N. (Michalakis et coll. 2012). Ces forces sont très influencées par le type de restaurations présentes en bouche, l'anatomie, le contexte fonctionnel (bruxisme...) L'existence ou non de dents naturelles sur l'arcade antagoniste joue aussi un rôle.

Sous une force de 20N la dent s'enfonce de 50 um alors que l'implant de 2um (Michalakis et coll. 2012) Il est donc nécessaire de régler l'occlusion sous forte pression occlusale. En effet :

- les mobilités des dents varient d'une dent à l'autre et entre les individus
- si l'on règle l'occlusion sous pression légère, les implants supportent une charge bien trop importante en mastication/déglutition, car les dents adjacentes vont s'enfoncer dans l'os grâce à la compression du ligament.

Renouard et Rangert (2005) indiquent qu'il faut, selon les cas, considérer les couronnes sur racines dentaires dans les PDIP comme des extensions. Dans les exemples cités (figure 33 et 34) si les deux implants sont liés, on aura un effet bras de levier sur l'implant distal assez important, d'ou l'intérêt de considérer les dents

comme étant des extensions. Si les deux implants ne sont en revanche pas connectés, on devrait pouvoir se permettre (surtout figure 34) de décharger un peu l'implant mésial.

Selon Michalakis et coll. (2012) le réglage d'occlusion des PDIP doit se faire sous forte pression occlusale, pour éviter l'effet cantilever et avoir une meilleure distribution des forces entre dent et implant. Selon ces mêmes auteurs, il faut évaluer tout l'environnement occlusal avant de procéder au réglage de l'occlusion : nombre de dents et d'implants ainsi que leurs placement, mobilités, rapport implant/couronne, qualité de l'os, placement de la structure par rapport aux muscles, habitudes parafunctionnelles du patient.

Selon Lin et coll., (2007), des meulages sélectifs lors du réglage de l'occlusion peuvent réduire l'effet cantilever et redistribuer le stress, notamment lors de forces latérales.

Greenstein et coll.(2009) considèrent que dans une PDIP, la dent partage une partie de la charge, et que toutes les forces ne sont pas transmises uniquement aux implants. En effet, même si l'analyse par la méthode des éléments finis le suppose, in vivo l'os réagit et la répartition des forces est donc différente. Il convient selon ces auteurs, de leur attribuer une charge.

Selon Serhat Ramoglu et coll., 2010 les forces occlusales doivent être distribuées à toutes les dents en occlusion de manière la plus équitable possible.

Nous devons tenir compte du fait que les implants n'ont pas de capacité de proprioception, et s'adaptent de par leur topographie moins bien que les dents aux forces latérales. Pour les protéger ainsi que l'os sous jacent on doit utiliser ce faible potentiel de proprioception en faisant de telle sorte qu'en latéralité on ait une fonction groupe. En effet, si on considère des implants courts (8-10mm permettant une petite flexion - Pierrisnard), il semble plus judicieux (même connecté) de ne pas les laisser prendre en charge seuls les latéralités.

3.4 Rigidité ou amorti ?

Les concepts actuels en PDIP poussent de plus en plus vers la rigidité absolue entre dents et implants. En effet, nombreuses sont les études faisant part d'échecs de par une tentative de compensation de l'amortissement du ligament. Tout ou presque a été testé par les auteurs et cliniciens pour tenter de trouver quel était le meilleur moyen de réaliser des PDIP. Certains ont d'abord conçu des prothèses ayant pour but de permettre un mouvement proche de celui de la dent dans son alvéole, la partie implanto-portée restant fixe (avec attachement, conception non rigide, gouttière coulissante télescopique...).

D'autres se sont aventurés dans la conception d'un implant comprenant une jointure d'un matériau « plastique » pour simuler la présence du ligament (Implants IMZ®). D'une part, ces essais ont montré globalement un bien plus grand risque d'intrusion en conception non rigide. D'autre part les implants IMZ®, (avec ligament artificiel) bien que semblant fonctionner, ont été abandonnés car impliquent un vieillissement, un entretien, le changement de pièces d'usures et un coût bien supérieur au bénéfice apporté.

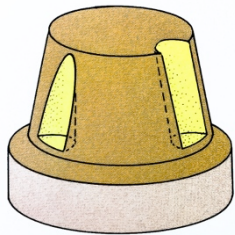
Voici donc présentés dans les sous parties suivantes, la marche à suivre selon Greenstein et coll.(2009), et Serhat Ramoglu et coll.(2010), permettant de maximiser la rigidité de l'ensemble dent-implant, pour tenter de minimiser au maximum le risque d'intrusion.

3.4.1 Connexion rigide

Il s'avère préférable actuellement selon de nombreux auteurs et cliniciens (Zuck ; Genon ; Le Gall et Saadoun ; Naert et Coll ; Greenstein et coll ; Quaranta et coll. ; Michalakis et coll. ; Lin et coll. ; Lindh ; Hita-Carrillo C. et coll ; Chee and coll. ; Hoffmann et coll.) d'utiliser en cas de connexion dent-implant, une armature monobloc (soit coulée, soit avec une large soudure) ou éventuellement un attachement de précision rigide entre les segments :

- Parce qu'on ne trouve pas de différence significative dans le suivi prothétique des bridges mixte en fonction du type de connexion utilisé.
- Parce que le risque d'intrusion est bien plus important avec une connexion non rigide.
- Parce que l'incorporation d'un élément résilient dans l'implant manque d'argument et ne démontre pas de résultats nettement supérieurs en comparaison à la difficulté d'entretien qu'il nécessite.
- Parce que la très faible augmentation de stress péri-implantaire par rapport à la connexion non rigide (qui répartit mieux les charges entre les différents piliers – fig 22) est largement préférable à la forte augmentation du risque d'intrusion.

3.4.2 Préparations rétentives



Le but est de maximiser la rétention de la dent dans la prothèse pour éviter un descellement. On peut réduire l'angle de dépouille, s'aider de box anti-rotationnel ou de rainures sur les préparations des dents. Fig 38 : La rainure à gauche est parallèle à l'axe d'insertion. Elle est plus efficace pour limiter le nombre et augmenter la stabilisation que l'autre rainure, dont la direction est parallèle à la paroi, et dont la dépouille est excessive. (Jacobi, Brackett, Shillingburg, « Les préparations en prothèse fixée »)

3.4.3 Parallélisme des piliers dentaires et implantaires

Permet une meilleure rétention de la prothèse et diminue donc le risque d'intrusion des dents.

3.4.4 Prothèse scellée de façon permanente

Parmi les modes de fixation étudiés, tous ont fait l'objet d'études: scellement provisoire et définitif, vissage, combinaison des plusieurs d'entre eux (vissage sur implants et scellement sur dents).

Il ressort que le plus fiable et le plus simple à mettre en œuvre est le scellement permanent. En effet, le vissage accentue le phénomène de pompage et provoque l'intrusion. Le scellement temporaire s'effrite beaucoup trop vite, la dent se descelle, et ingresse donc plus facilement.

3.5 Importance de la restauration provisoire

Le provisoire a de nombreuses fonctions dans les cas classiques. Conservation de l'espace prothétique, cicatrisation de la gencive aux limites, conservation (ou modification) de la DVO, de l'esthétique...

Il a d'autant plus d'importance dans les cas de PDIP, car il est impératif de pouvoir tester l'occluso-intégration de la prothèse, facteur déterminant dans la pérennité des PDIP. C'est pourquoi la prothèse provisoire en résine est nécessaire car elle permet de tester une conception occlusale pendant quelques mois, et de la valider ou de la modifier avant de réaliser la prothèse définitive.

3.6 Arcade antagoniste

La majorité des études et articles prennent en compte toutes les caractéristiques biomécaniques de l'arcade concernée sans forcément discuter de l'antagoniste. Ici, nous voulons simplement rappeler que lors de l'étude pour savoir la faisabilité de la PDIP, il est très important d'examiner les dents supports et l'os susceptible d'accueillir des implants, mais aussi l'arcade antagoniste, tout comme la situation controlatérale. En effet, il doit y avoir une certaine homogénéité de reconstitution dans nos plans de traitements. (Greenstein et coll.,2009 ; Lin et coll., 2007; Michalakis et coll., 2012 ; Serhat Ramoglu et coll., 2010) Les matériaux ne réagissent

pas de la même manière aux forces et évoluent différemment dans le temps dans un environnement qui lui aussi peut évoluer. Par exemple, si l'on n'a aucun calage postérieur et que pour des raisons financières le patient souhaite d'abord réhabiliter le côté droit, nous devons prévoir aussi, même transitoirement, quelque chose pour le côté gauche. En effet, s'il n'y a rien à gauche, le côté droit nouvellement rétabli ne risque pas de tenir longtemps, car supporte des charges bien supérieures à ce pourquoi il aurait été conçu.

De même il est impératif de porter grande attention à l'occlusion si on réalise une PDIP en face d'un bridge implanto-porté, et encore plus avec deux bridges implanto-portés l'un en occlusion avec l'autre. En effet, de par l'absence de proprioception et de reflex masticatoire, le masséter pourra facilement abîmer ces reconstitutions (cosmétique, châssis, pilier, ou implant) si aucun élément n'est présent pour l'avertir des forces qu'il exerce sur elles.

Conclusions

Au vu des publications scientifiques et des études cliniques prospectives, à long terme, il apparaît incontestable que les prothèses implanto-portées correspondent aux données acquises de la science médicale (Quaranta et coll. 2013 ; Greenstein et coll, 2009).

De part sa conception ainsi que le manque de preuves scientifiques et cliniques randomisées à propos des PDIP, la majorité des praticiens se refusent à pratiquer ce type de réhabilitation. Cependant chaque praticien est libre de ses choix à condition d'en assumer les conséquences vis à vis des patients dont il a la charge.

Tout le problème vient de la différence de relation à l'os support entre dent et implant.

Les recommandations actuelles s'orientent plus vers une solidarisation la plus rigide possible entre la supra-structure, les dents et les implants. Le but étant d'éviter la complication majeure : l'intrusion des dents. Les PDIP montrent tout leur potentiel dans des reconstructions de grande étendue. Bombé esthétique gingival, couloir prothétique, contention et conservation des dents restantes, protection des implants grâce à la proprioception des dents connectées, bonne répartition des charges... Voilà les bases de l'argumentaire en faveur des PDIP. Il est cependant crucial de bien choisir ses cas et les dents support, et surtout d'évaluer les solutions alternatives pour éclairer le patient avant toute décision. Il serait en effet contestable d'engager le patient dans un traitement qui demeure conséquent financièrement et en terme de séances, et qui n'aurait un taux de réussite que sur du court terme.

Enfin, une telle option thérapeutique permet de répondre à la demande de patients en situation anatomique ou psychologique défavorable, ou de conserver l'option de prothèse fixe en présence d'échec d'un ou plusieurs implants. De même elle permet parfois d'éviter la prothèse amovible à certains patients qui ne la supportent pas, et où la fixe conventionnelle n'est pas réalisable à cause d'obstacles anatomiques ou par manque d'os.

En respectant les indications proposées et les précautions de mise en œuvre, la PDIP offre une alternative à ne pas éliminer systématiquement.

Nous sommes des soignants et notre considération première doit être le patient. Nous devons nous appuyer sur les données acquises de la science et non pas faire de quelques cas particuliers une orientation générale. Il convient donc de réaliser les travaux les plus référencés, fiables et durables lorsque c'est possible. Cependant, le praticien expérimenté doit dûment informer son patient des avantages et risques lorsque une technique aujourd'hui encore controversée lui est proposée.

En effet, comme le dit Spears : « La décision correcte est celle qui satisfera les souhaits du patient »

Bibliographie

- (1) Patrick Goudot, Jean Pierre Lacoste. Guide pratique d'implantologie. 2013.
- (2) P. Papaspyridakos, C.-J. Chen, M. Singh, H.-P. Weber, and G.O. Gallucci. Success criteria in Implant Dentistry: A systematic review. *J Dent Res* 2012; 91(3): 242-48.
- (3) lessandro Quaranta, Ottavia Poli, Iole Vozza. A case report of a TPS dental implant rigidly connected to a natural tooth: 19-year follow-up. *Annali di Stomatologia* 2013; IV (3-4): 263-268.
- (4) Sara Koosha, Fatemeh Sadat Mirhashemi. An Investigation of Three types of Tooth Implant Supported Fixed Prosthesis Designs with 3D Finite Element Analysis. *Journal of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran, 2013; Vol. 10, No. 1: 51-63.*
- (5) Pratheep K V, Abraham A, Annapoorni H, Vigneshwaran S. Comparative evaluation of stresses in tooth implant connected fixed partial denture by varying the implant design and position: A 3D finite element study. *Indian J Dent Res* 2013; 24: 439-45.
- (6) Frank Spear Connecting Teeth to Implants: The Truth About a Debated Technique *JADA* 2009; 140(5): 587-593.
- (7) Edmar Ferreira da Silva, Eduardo Piza Pellizzer, José Vitor Quinelli Mazaro, Idelmo Rangel Garcia Júnior. Influence of the Connector and Implant Design on the Implant-Tooth-Connected Prosthesis. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 2010; Volume 12, Number 3: 254-261.
- (8) Celso Hita-Carrillo, Manuel Hernández-Aliaga, Jose-Luis Calvo-Guirado. Tooth-implant connection: A bibliographic review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2010; 15 (2): 387-94.
- (9) Erhat Ramoglu, Simge Tasar, Selim Gunsoy, Oguz Ozan, and Gokce Meric. Tooth-Implant Connection: A Review. Volume 2013, Article ID 921645, 7 pages.

- (10) Gary Greenstein, John Cavallaro, Richard Smith, and Dennis Tarnow. Connecting Teeth to Implants: A Critical Review of the Literature and Presentation of Practical Guidelines. *Compendium* Sep 2009; Vol 30, N°7: 2-15.
- (11) T. Lindh. Should we extract teeth to avoid tooth-implant combinations. *Journal of Oral Rehabilitation* 2008 ; 35 : 44-54.
- (12) Winston W. Chee, Nikitas Mordohai. Tooth-to-Implant Connection: A Systematic Review of the Literature and a Case Report Utilizing a New Connection Design. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 2010: Volume 12, Number 2: 122-133.
- (13) Naveau Adrien and Pierrisnard Laurent. Mechanical Effects of Implant-tooth Rigid Connection by a Fixed Partial Denture: A 3d Finite Element Analysis. *Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent* 2009 ; Vol 17: 1-7.
- (14) Oliver Hoffmann, Gregory-George Zafiroopoulos, Habil. Tooth-implant connection: a review. *J. of Implantology* 2012 ; Vol 38, N°2: 194-200.
- (15) Konstantinos X Michalakis, Pasquale Calvani and Hiroshi Hirayama. Biomechanical considerations on tooth-implant supported fixed partial dentures. *Journal of Dental Biomechanics* 3, 2012 : ID 1758736012462025. 16 pages.
- (16) Chun-Li Lin Jen-Chyan Wang Wen-Jen Chang. Biomechanical interactions in tooth-implant-supported fixed partial dentures with variations in the number of splinted teeth and connector type: a finite element analysis. *Clin. Oral Impl. Res* 2008 ; 19: 107-117.
- (17) Prise de décision en pratique implantaire. Franck Renouard, Bo Rangert. Quintessence International, 2005.
- (18) H. MONDON et JP. MONDON Bridges dento-implantoportés : revue de littérature. *Stratégie prothétique* février 2007 ; vol 7, n° 1: 29-38.
- (19) Lauret Jean-Francois, Le Gall Marcel. Occlusion et fonction, une approche Clinique rationnelle. Editions CdP. 2002.

- (20) Gérard Zuck . Connexion dents naturelles- implants. L'information dentaire. 2004 N°44: 3113-19.
- (21) Niklaus P. Lang Bjarni E. Pjetursson Ken Tan Urs Bragger Matthias Egger Marcel Zwahlen. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years . II. Combined tooth-implant-supported FPDs. Clin. Oral Impl. Res. 2004 ; 15: 643-653.
- (22) Bjarni E. Pjetursson Ken Tan Niklaus P. Lang Urs Bragger Matthias Egger Marcel Zwahlen. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years III.conventional FPDs. Clin. Oral Impl. Res. 2004; 15: 654-666.
- (23) Bjarni E. Pjetursson Urs Bragger Niklaus P. Lang Marcel Zwahlen. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs)Clin. Oral Impl. Res. 2007; 18: 97-113.
- (24) W. Chee and S. Jivraj. Connecting implants to teeth. British Dental Journal 2006 Vol 201 N°10 : 629-632.
- (25) Chun-Li Lin, Jen-Chyan Wang, Yu-Chan Kuo. Numerical simulation on the biomechanical interactions of tooth/implant-supported system under various occlusal forces with rigid/non-rigid connections. Journal of Biomechanics, 2006 ; 39 : 453-63.
- (26) Luca Cordaro, Carlo Ercoli, Carlo Rossini, Ferruccio Torsello, and Changyong Feng. Retrospective evaluation of complete-arch fixed partial dentures connecting teeth and implant abutments in patients with normal and reduced periodontal support. The Journ of Prosthetic Dentistry, 2005; Vol 94, N 4: 313-18.
- (27) Nariyuki Maezawa, Makoto Shiota, Shohei Kasugai, Noriyuki Wakabayashi. Three-dimensional stress analysis of tooth/implant-retained long-span fixed dentures, 2007 ; volume 22, number 5: 710-18.

(28) M.Davarpanah, S. Szmukler-Moncler, P.M. Khoury, B. Jakubowicz-Kohen, H. Martinez. Manuel d'implantologie Clinique. Concepts, protocoles et innovation récentes, 2em edition. Editions Cdp JPIO. 2008.

(29) Bercy et Tenenbaum. « Parodontologie, du diagnostic à la pratique ». De Boeck, 1996.

(30) Frank H Netter. « Atlas d'anatomie humaine » Elsevier-Masson, 2011.

Site 1 : <https://dr-gayraud-benoit.chirurgiens-dentistes-en-france.fr/content/anatomie>

Site 2 : <http://dentairemedia.info/Physiologie>

Site 3 : <http://www.centredentairestpierre.fr/faq.html>

Site 4 : http://fr.wikipedia.org/wiki/Os_alvéolaire

Site 5 : <http://implant21.sakura.ne.jp/type/frialit>

Site 6 : <http://osseosource.com>

BARBEROT (Romain) – Reconstitutions fixes dento-implanto portées

(Thèse : Chir. Dent. : Lyon : 2014.034)

N°2014 LYO 1D 034

L'implant ostéo-intégré est ankylosé dans l'os, donc quasi immobile, alors que la dent possède grâce à son ligament qui la relie à l'os, une mobilité 10 à 100 fois supérieure. La conception théorique biomécanique de la connexion entre dents et implants étant controversée, la question de la pérennité de la prothèse fixe mixte se pose alors.

Pour éviter ce facteur de risque, il est préférable, et c'est devenu la règle, de ne concevoir que des prothèses strictement implanto-portées.

Cependant lors de certaines situations (anatomiques, psychologiques...) ou d'échec d'ostéointégration d'implant, quelques praticiens s'autorisent tout de même à proposer des prothèses dento-implanto-portées (PDIP) à certains de leurs patients.

Nous exposerons tout d'abord les différences anatomiques et topographiques entre dent et implant pour comprendre l'objet du problème. Nous analyserons ensuite au travers de la bibliographie les avantages et risques d'une telle technique. Enfin, nous exposerons concrètement la marche à suivre pour tenter de réaliser au mieux et de manière durable ces prothèses mixtes.

Rubrique de classement :**Implantologie****Mots clés :**

- Bridge
- Implant
- connexion dent implant

Mots clés en anglais :

- Fixed partial denture
- Implant
- Tooth implant connection

Jury :**Président :****Assesseurs :**

Madame le Professeur Catherine MILLET

Madame le Docteur Anne G. BODARD

Monsieur le Docteur Patrick EXBRAYAT

Monsieur le Docteur Laurent VENET

Adresse de l'auteur :

Romain BARBEROT
505 route de bouc bel air
13080 LUYNES
barberot.dentiste@gmail.com