HAL
open science

Intérêts du système Procera[marque déposée] dans l'intégration parodontale des prothèses fixées et des prothèses sur implants

Maxime Helfer

To cite this version:

Maxime Helfer. Intérêts du système Procera[marque déposée] dans l'intégration parodontale des prothèses fixées et des prothèses sur implants. Sciences du Vivant [q-bio]. 2002. hal-01731943

HAL Id: hal-01731943

https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01731943v1

Submitted on 14 Mar 2018

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

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

UNIVERSITÉ DE LORRAINE

AVERTISSEMENT

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

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

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

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

LIENS

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

ACADEMIE DE NANCY-METZ

UNIVERSITE HENRI POINCARE NANCY 1
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Double

Année 2002 N° 38-02

BIBLIOTHÈQUE PHARMACIE ODONTOLOGIE NANCY

THESE

pour le

DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

par

Maxime HELFER
Né le 9 juin 1977 à Nancy (Meurthe-et-Moselle)

DB 26354

INTERETS DU SYSTEME PROCERA® DANS L'INTEGRATION PARODONTALE DES PROTHESES FIXEES ET DES PROTHESES SUR IMPLANTS

Présentée et soutenue publiquement le mardi 4 juin 2002.

Examinateurs de la thèse :

Pr.LOUIS J.P.	Professeur des Universités	Président
Pr. FONTAINE A.	Professeur 1er grade	Juge
Dr.AMBROSINI P.	Maître de Conférences des Universités	Juge
Dr.PENAUD J.	Maître de Conférences des Universités	Juge

BU PHARMA-ODONTOL
D 104 059943 6

PPN 067213065

ACADEMIE DE NANCY-METZ

UNIVERSITE HENRI POINCARE NANCY 1
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2002 N°

BIBLIOTHÈQUE PHARMACIE ODONTOLOGIE NANCY

THESE

pour le

DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

par

Maxime HELFER
Né le 9 juin 1977 à Nancy (Meurthe-et-Moselle)

DB 26354

INTERETS DU SYSTEME PROCERA® DANS L'INTEGRATION PARODONTALE DES PROTHESES FIXEES ET DES PROTHESES SUR IMPLANTS

Présentée et soutenue publiquement le mardi 4 juin 2002.

Examinateurs de la thèse :

Pr.LOUIS J.P.	Professeur des Universités	Président
Pr. FONTAINE A.	Professeur 1er grade	Juge
Dr.AMBROSINI P.	Maître de Conférences des Universités	Juge
Dr.PENAUD J.	Maître de Conférences des Universités	Juge

IIVERSITE Henri Poincaré NANCY 1
ésident : Professeur Claude BURLET

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE
Doyen : Professeur Jean-Paul LOUIS

sesseur(s) : Docteur C. ARCHIEN - Docteur J.J. BONNIN
fesseurs Honoraires : MM. F. ABT - S.DURIVAUX - G. JACQUART -D. ROZENCWEIG - M. VIVIER
'en Honoraire : J. VADOT

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

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

Nancy, le 04.03.2002

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

A notre Président de Thèse

Monsieur le Professeur Jean-Paul LOUIS

Chevalier des Palmes Académiques

Doyen de la faculté de Chirurgie Dentaire de l'Université Henri Poincaré, Nancy-1

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Sciences Odontologiques

Docteur d'Etat en Odontologie

Professeur des Universités

Responsable de la sous-section de Prothèse

Vous nous avez fait l'honneur d'accepter de présider le Jury de notre Thèse.

Pour votre conception de la pédagogie et les connaissances que vous nous avez apportées, qu'il nous soit permis de vous témoigner l'expression de nos remerciements les plus sincères et de notre profond respect.

A notre Juge

Monsieur le Professeur FONTAINE

Chevalier de l'Ordre National du Mérite

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Sciences Odontologiques

Professeur 1er grade

Sous-section : Odontologie Conservatrice – Endodontie

Vous avez eu l'amabilité de bien vouloir faire partie de notre Jury de Thèse.

Pour la qualité de l'enseignement que vous nous avez toujours délivré avec tant d'attention et les connaissances acquises au service dentaire de l'Hôpital Jeanne d'Arc, qu'il nous soit permis de vous exprimer nos sincères remerciements.

A notre Juge

Monsieur le Docteur Pascal AMBROSINI

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université Henri Poincaré, Nancy-1

Maître de Conférence des Universités

Sous-section : Parodontologie

Nous vous remercions d'avoir accepté si spontanément de bien vouloir faire partie de notre Jury de Thèse

Pour la qualité de votre en enseignement et l'attention que vous nous avez toujours portée, veuillez trouver en ces mots l'expression de notre vive reconnaissance.

A notre Directeur de Thèse

Monsieur le Docteur Jacques PENAUD

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université Henri Poincaré, Nancy-1

Maître de Conférences des Universités

Sous-Section : Parodontologie

Vous nous avez fait le très grand honneur de diriger ce travail.
La qualité de votre enseignement théorique et clinique a fait beaucoup pour l'intérêt que nous portons à la parodontologie

Pour votre très grande disponibilité et toutes les connaissances que vous nous avez apportées, veuillez trouver dans ce travail, l'expression de nos remerciements les plus sincères et de notre profond respect.

A Violaine,
Avec tout mon Amour,

A mon Père,
Tu m'as guidé dans cette voie qui te passionne, tu m'as aidé et continues à me former. J'espère exercer ce métier avec autant de plaisir et de talent que toi. Trouves dans cette thèse, dont tu as inspiré le sujet, toute ma reconnaissance et mon amour.

A ma Mère,
Tu as su supporter avec le sourire toutes nos conversations dentaires. Tu as toujours été présente tout au long de mes études, que ces mots soient l'occasion de t'assurer de mon amour.

A Arthur et Nicolas,
En souvenir de toutes nos joies d'enfants.

A mon arrière-grand-mère Anna,
Avec toute mon affection.

A toute ma famille,

A Brigitte et Philippe,
Vous m'avez accueilli spontanément et toujours témoigné votre sympathie, Veuillez trouver en ces mots l'expression de toute ma gratitude et de mon affection.

A ma future belle-famille,

A mes ami(e)s,

A tous ceux qui de près ou de loin ont apporté une contribution à ce travail.

SOMMAIRE

Introduction

Rappels sur les rapports parodonte / pilier prothétique

Rappels sur la biocompatibilité des alliages dentaires

Présentation du système Procera®

Présentation de cas cliniques

Conclusion

Annexes

Bibliographie

Table des matières

INTRODUCTION

BIBLIOTHEQUE PHARMACIE ODONTOLOGIE NANCY

Le concept initialement décrit par Bränemark en 1981 était très précis : mise en place d'implants dentaires en titane pur usiné, stériles, par forage le moins iatrogène possible dans l'os alvéolaire. Une mise en nourrice devait être observée durant six mois pendant lesquels *l'ostéo-intégration* se réalisait puis, après une seconde chirurgie et une période de maturation tissulaire, on aboutissait enfin à la mise en place d'un bridge transvissé (« bridge sur pilotis »).

Cette technique concernait donc au départ les crêtes édentées, en particulier les crêtes mandibulaires et aboutissait à une réalisation prothétique standardisée : un bridge complet.

Depuis, le concept a considérablement évolué, on a cherché à étendre le champ des applications implantaires : déjà en 1986, Jemt (1990) propose des restaurations unitaires sur implants, chez l'édenté partiel. Et toutes les études, notamment celle menée par Engquist et coll. en 1995 tendent à prouver le taux de succès très important de ces restaurations. On a trouvé alors des applications en prothèse adjointe : stabilisation de prothèses complètes dans un premier temps puis de stellites par des attachements intra-coronaires axiaux (type « bouton-pression ») ou des barres où des cavaliers viennent se clipser (Ackers est le plus connu des auteurs proposant les barres stabilisatrices).

Mais si le système a évolué dans ses applications prothétiques, il a aussi changé dans sa partie chirurgicale. Schroeder (1983), en Suisse, a proposé des implants non-enfouis au stade de la pose, émergeant donc durant la période d'ostéo-intégration : concept du « un seul temps chirurgical ».

On a également énormément travaillé sur le matériau implantaire et prothétique (titane pur ou allié, or, alliages précieux mais aussi non précieux, saphir, carbone...), sur la forme des implants (lames de Linkow, implants sous-périostés, implants « aiguilles » de Scialom), sur leur mise en place (vissés, impactés, auto-tarodant ou non...) et sur leur état de surface (lisse, spray de titane, mordançage à l'acide, microsablage, recouvrement par de l'hydroxy-apatite...).

On a cherché à réduire le temps de cicatrisation, avec l'implantation immédiate post-extractionnelle dans l'alvéole laissée vide, certains auteurs préconisant même dans certains cas, une mise en charge différée de quelques jours voire immédiate !

On voit que le concept précurseur de 1981 a fait bien des adeptes et a subit bien des modifications, quoique Nobel Biocare, qui commercialise le système Bränemark soit resté fidèle aux dogmes du Pr. Bränemark !

Depuis quelques années, on s'intéresse davantage, grâce au recul clinique, aux conditions de réussite implantaire et aux traitements des complications chirurgicales et prothétiques, notamment de la péri-implantite.

La réaction des tissus mous supra-crestaux face au matériau implanto-prothétique est donc mieux prise en compte, et ce, pour diverses raisons :

- Ils constituent la première barrière face aux agressions du milieu buccal et assurent donc la pérennité de l'ostéo-intégration obtenue ;
- L'esthétique est devenue primordiale au niveau des restaurations antérieures, et pour la gérer au mieux, il convient de situer idéalement les implants au cœur de la crête osseuse et des tissus gingivaux sus-jacents. (alignement des collets, papilles interdentaires, profil d'émergence...)

C'est en cherchant à concilier tous ces impératifs de bio-intégration (et non pas seulement ostéo-intégration) et d'esthétique, que la société Nobel Biocare a conçu et commercialisé le système Procera®. En fait cela revient à Andersson et coll. qui ont imaginé un procédé technologique permettant de réaliser des coiffes prothétiques en titane pur fraisé ; rapidement, ils ont étendu le champ d'application aux inlay-cores implantaires et à un second matériau, l'alumine (Al2O3).

Aujourd'hui, on peut dire qu'il existe deux systèmes Procera® : l'un purement prothétique (Procera® AllCeram) qui consiste à réaliser des couronnes céramo-céramiques et l'autre implantaire (Procera® Abutment) qui permet la réalisation d'inlay-cores personnalisés, en titane pur usiné par machine numérique. Dans les deux cas, l'idée conductrice est la même : réaliser des prothèses dento- ou implanto-portées parfaitement intégrées dans les tissus environnants, biocompatibilité totale, esthétique optimale, forme de contour la plus proche possible de la dent naturelle.

Nous nous proposons d'effectuer dans un premier temps des rappels sur la structure du parodonte sain autour des dents naturelles, autour des piliers prothétiques mais également d'implants unitaires, puis d'aborder quelques notions prothétiques influençant l'intégration parodontale de nos restaurations.

Dans une deuxième partie, nous aborderons l'étude succincte des matériaux usités en implantologie actuelle et en prothèse fixée, notamment du point de vue de leur biocompatibilité, en insistant sur le titane, « leader » incontesté en la matière et sur les céramiques dentaires, incontournables !

Alors nous présenterons le système Procera® : concept, protocole clinique et de laboratoire complet, dans ses deux applications. Par une étude bibliographique, nous chercherons à évaluer les résultats de cette technique, sa fiabilité, sa longévité et enfin les avantages au niveau de l'intégration parodontale des restaurations.

Enfin pour étayer nos propos, nous nous proposons par cinq cas cliniques variés, de présenter les différentes applications du système Procera®.

1. RAPPELS SUR LES RAPPORTS PARODONTE/PILIER PROTHETIQUE.

Afin de bien comprendre les implications cliniques du système Procera®, il convient dans un premier temps de bien rappeler les éléments fondamentaux qui composent le parodonte au niveau macroscopique puis au niveau microscopique et les rapports de ces structures avec les différentes pièces implantaires et prothétiques.

Nous allons donc dans un premier temps faire un inventaire assez exhaustif mais synthétique des structures parodontales en regard d'une dent naturelle (non traitée d'un point de vue prothétique), ceci macroscopiquement d'abord, puis histologiquement ensuite.

Nous verrons alors les différentes préparations prothétiques et leurs conséquences sur le parodonte : limites de préparations, profil d'émergence...

Enfin, qu'en est-il de la structure du parodonte face à un pilier prothétique artificiel, l'implant dentaire ?

On se contentera de décrire la partie la plus cervicale, supra-osseuse, d'où le concept de rapport tissus mous / implant.

1.1. Structures parodontales autour d'une dent naturelle.

1.1.1. Au niveau macroscopique.

Le terme parodonte signifie littéralement « autour de la dent ». Ce système qui reçoit les impacts de la fonction mécanique de la dent, comporte la gencive, le desmodonte ou « ligament dentaire », le cément et l'os alvéolaire.

1.1.1.1. La gencive.

Le terme gencive, désigne le tissu conjonctif fibreux et la muqueuse qui entourent la dent et recouvrent les procès alvéolaires dans leur portion coronaire. On peut écarter de la surface dentaire sa partie marginale, appelée gencive libre ou gencive marginale dont la limite la plus coronaire est appelée crête gingivale. Elle est attachée à la surface de la dent par l'épithélium jonctionnel qui constitue le fond du sulcus gingival ou sillon gingivo-dentaire. Ce dernier possède une profondeur variable suivant les individus et les dents mais comprise entre 1 et 2 mm sur les faces vestibulaires et palatines ou linguales et 2 à 3 mm en proximal. On considère dans tous les cas qu'elle ne doit pas excéder 3 mm en situation saine.

Chez 33% des gens, on peut voir une légère dépression de la gencive au niveau vestibulaire, parallèle au bord de la gencive libre appelé sillon marginal. Lorsqu'il existe, celui-ci se trouve environ à 1,5 mm du bord de la gencive marginale et correspond grossièrement au fond du sulcus gingival.

Les tissus gingivaux interproximaux constituent la papille inter-dentaire ou papille gingivale qui fait partie intégrante de la gencive libre. Elle a une forme triangulaire au niveau des dents antérieures (jusqu'aux canines) et au niveau postérieur, elle « entoure » le point de contact, donnant ainsi l'illusion qu'il existe deux papilles ; en fait il s'agit d'une papille unique présentant une concavité au niveau du point de contact, le « col ».

La gencive libre est prolongée apicalement et du côté buccal (par opposition au côté dentaire) par la gencive attachée. On la nomme ainsi parce qu'elle est fermement fixée aux procès alvéolaires et aux collets des dents ; elle est limitée au niveau apical par la muqueuse alvéolaire plus rouge, plus souple et mobile par rapport aux plans profonds (et qui n'appartient pas au parodonte !).

La gencive attachée est donc comprise entre le sillon marginal lorsqu'il existe et la ligne mucco-gingivale. Sa hauteur varie beaucoup en fonction des individus et au sein d'une même bouche, en fonction du maxillaire concerné et de la situation sur l'arcade.

La zone la plus haute est située au maxillaire au niveau antérieur en regard du bloc incisivo-canin puis décroît distalement tandis que la zone la plus étroite se situe au niveau des prémolaires mandibulaires. Sur la face linguale de la mandibule, la hauteur moyenne est de 3-4 mm ; au maxillaire, on parle de muqueuse palatine et non de gencive.

Cette hauteur semble augmenter légèrement avec l'âge en l'absence de récession gingivale ; ceci étant du à l'égression compensatrice des dents.

1.1.1.2. Le desmodonte.

Le desmodonte ou ligament parodontal, constitue le système d'attache fibreux qui lie la dent à l'os.

1.1.1.3. Le cément.

Le cément est un tissu calcifié qui recouvre les racines dentaires et sert de pôle d'insertion aux fibres parodontales. Il est situé sous la ligne amélo-cémentaire et recouvre parfois partiellement un peu d'émail.

1.1.1.4. L'os alvéolaire.

L'os alvéolaire ou lame criblée désigne la paroi osseuse qui héberge la dent. Il tire sa dénomination des nombreux orifices qui le perforent pour livrer passage aux vaisseaux assurant l'apport sanguin au desmodonte. Le reste du tissu osseux constituant le procès alvéolaire, n'est pas considéré comme faisant partie du parodonte. Le bord coronaire de l'os alvéolaire constitue la crête alvéolaire qui est située normalement à 1 mm de la jonction amélo-cémentaire des dents.

1.1.2. Au niveau histologique.

L'étude histologique a pour but de rappeler un certain nombre de points « clés » qui permettront de mieux comprendre les notions d'intégration parodontale, de biocompatibilité, mais nous nous cantonnerons aux données fondamentales et en aucun cas nous ne saurions être exhaustifs.

1.1.2.1. L'épithélium gingival de surface.

Cet épithélium est de type pavimenteux pluristratifié kératinisé à des degrés divers. Sa surface présente un aspect piqueté typique, dit « en peau d'orange ».

Le fond de chaque cratère correspond à une digitation épithéliale qui pénètre en profondeur du chorion gingival sous-jacent (digitation réticulaire). Les différentes couches de cet épithélium de la membrane basale à la surface sont respectivement : couche basale (cellules germinatives), couche épineuse, couche granuleuse et enfin couche cornée.

Cet épithélium repose sur une membrane basale d'environ 1 µm d'épaisseur constituée de trois parties dont deux bien visibles en microscopie optique : lamina densa du côté du tissu conjonctif et lamina lucida du côté épithélial.

Les cellules de l'épithélium sont à 90 % des kératinocytes, le reste se décomposant en mélanocytes, cellules de Langerhans, cellules de Merkel.

L'épithélium n'est ni vascularisé, ni innervé, mais se nourrit par imbibition du tissu conjonctif sous-jacent.

1.1.2.2. L'épithélium sulculaire.

Il s'étend du bord de la gencive libre jusqu'à l'épithélium de jonction. Il est de type pavimenteux pluristratifié non kératinisé. Le bord tourné vers le tissu conjonctif est souvent irrégulier, avec des projections épithéliales, mais sans la disposition régulière réticulaire de l'épithélium gingival de surface (EGS). En général, sauf en ce qui concerne la non-kératinisation, les activités métaboliques paraissent être semblables à celles décrites pour l'EGS.

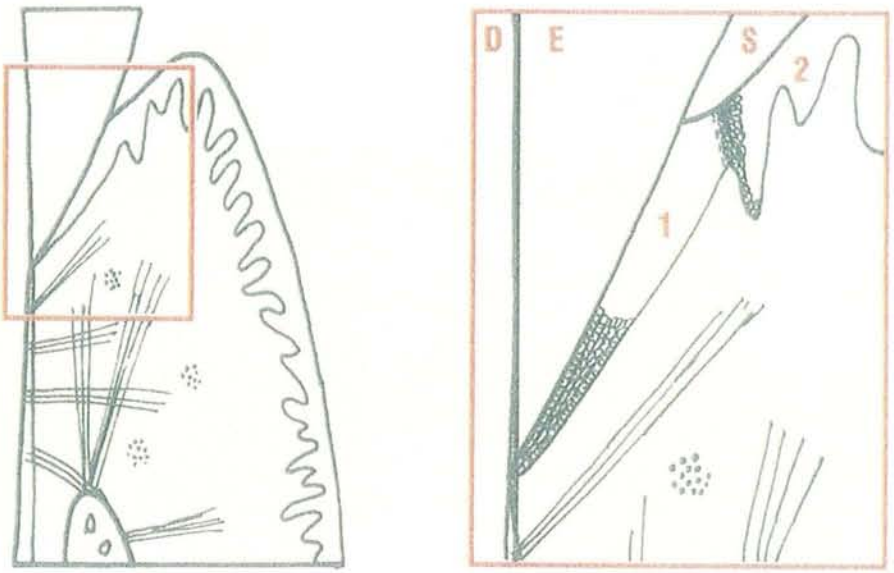

Figure 1 : Coupe du tissu gingival au niveau du sulcus : D dentine ; E émail ; S sulcus ; 1 épithélium de jonction ; 2 épithélium sulculaire. (d'après Tenenbaum)

1.1.2.3. L'épithélium de jonction.

Il forme un véritable « col » qui entoure la dent et est composé de plusieurs couches cellulaires dont le nombre varie en fonction de l'âge et de la situation : ce nombre varie entre 12 et 28, ce qui représente une hauteur totale de 30 à 100 µm. Le nombre des espaces intercellulaires y est plus élevé et la densité des desmosomes est moindre que dans l'EGS ; cela explique sans doute pourquoi on le pénètre et on le clive facilement.

La structure des interfaces entre l'épithélium de jonction et la dent (lame basale interne) ainsi qu'entre l'épithélium de jonction et le tissu conjonctif (lame basale externe est similaire. Dans les deux cas, l'attache est assurée par la lame basale et par des hémidesmosomes.

1.1.2.4. Le tissu conjonctif.

Appelé également chorion gingival, il est dense et fibreux et présente une orientation fonctionnelle qui s'établit progressivement, avec l'éruption de la dent, se modifiant par la suite avec les sollicitations fonctionnelles.

Il est composé d'éléments cellulaires : en grande majorité des fibroblastes, mais aussi des mastocytes, des macrophages (en particulier dans la zone située juste en –dessous de l'épithélium jonctionnel).

Les fibres du tissu conjonctif sont divisées en quatre grands types : collagènes, élastiques, réticulaires et oxytalaniques. Les fibres de collagène constituent plus de 50 % du volume de la gencive chez l'homme. Leur principale fonction est de fournir une force de traction et un support mécanique aux tissus parodontaux. Les fibres réticulaires ainsi que les fibres élastiques confèrent au tissu gingival sa souplesse et la capacité de reprendre sa position normale après un étirement. On ne compte que peu de fibres élastiques, situées principalement dans les parois vasculaires. Les fibres oxytalaniques ont été décrites par Fullmer à l'origine, on ne leur connaît pas de fonction spécifique.

Les éléments vasculaires et nerveux sont présents dans le chorion gingival de manière organisée et assurent également la vascularisation et l'innervation de l'épithélium sus-jacent.

Tous ces éléments sont enfouis dans une substance fondamentale visqueuse gélifiée. Elle est principalement constituée d'une grande variété de protéoglycanes et d'acide hyaluronique, mais les chondroïtines-sulfates et d'autres polysaccharides en sont également des composants importants.

Une des propriétés les plus importantes de la substance fondamentale est sa très grande viscosité en solution aqueuse. On présume qu'elle lui permet de se comporter comme une barrière contre la dispersion des bactéries. En effet, certaines bactéries produisent une enzyme, l'hyaluronidase, agent dépolymérisateur de l'acide hyaluronique de la substance fondamentale, qui de la sorte ne peut plus s'opposer à la dispersion bactérienne ni à la diffusion des toxines.

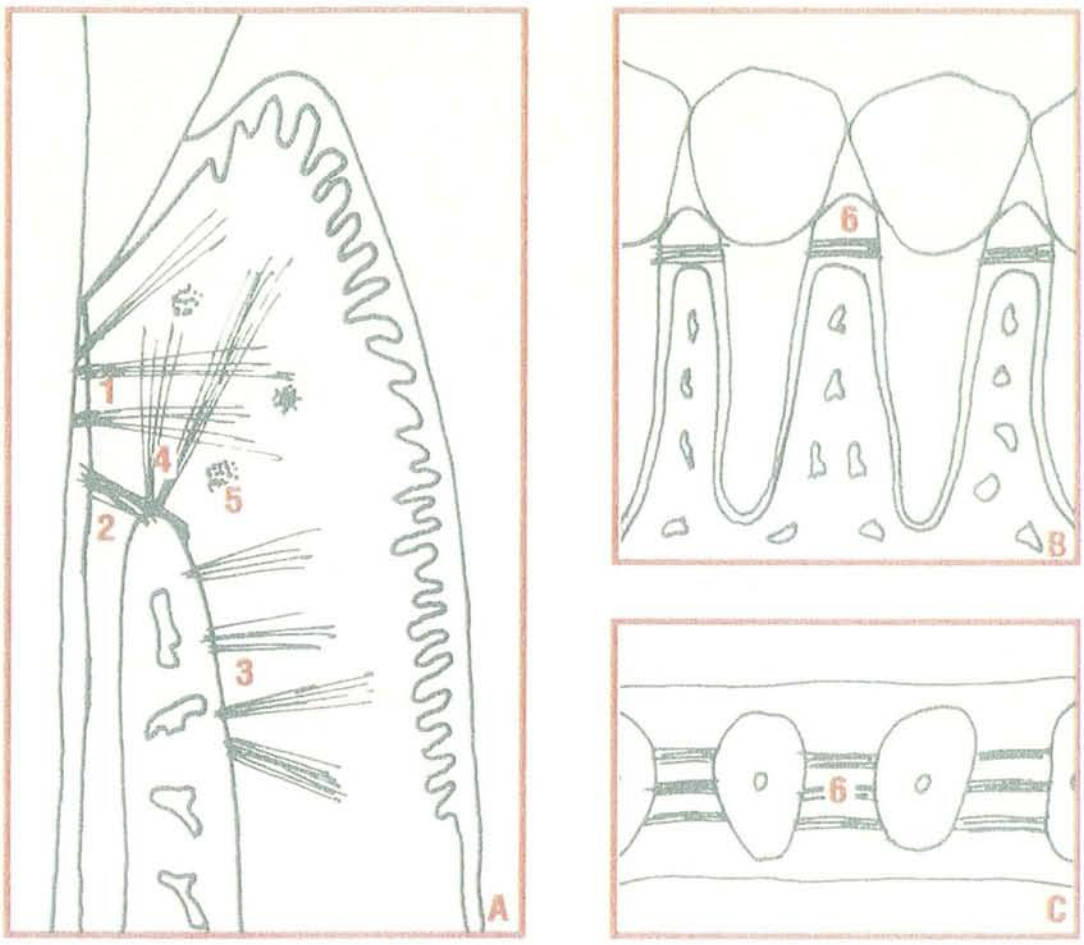

Figure 2 : Tissu conjonctif gingival : faisceau de fibres. (d'après Tenenbaum)

A. Coupe vestibulo-linguale

1 : dento-gingivales 2 : dento-périostées 3 : périosto-gingivales 4 alvéolo-gingivales 5 : circulaires 6 : transseptales

B. Coupe mésio-distale

C. Coupe horizontale

1.1.2.5. Le desmodonte.

On peut considérer le desmodonte comme une extension du tissu conjonctif dans l'espace compris entre la racine et l'os alvéolaire.

Une grande partie du desmodonte d'une dent en fonction est composée de faisceaux de fibres collagènes qui la relient à l'os. Leur orientation est fonctionnelle et elles se répartissent en fibres alvéolo-crestales, horizontales, obliques, apicales et interradiculaires.

La largeur de l'espace desmodontal varie suivant l'âge et la fonction entre 0,15 et 0,38 mm. La zone la plus étroite se situe vers le milieu de la racine et la plus large au niveau des crêtes alvéolaires et de l'apex, mais on ne peut apprécier ces faibles variations physiologiques de l'ordre de 0,05 à 0,1 mm sur un cliché radiographique. Lorsque la mobilité de la dent s'accroît, ces différences peuvent prendre beaucoup plus d'importance et devenir alors visibles sur les clichés.

Les composants cellulaires, les fibres et la substance fondamentale sont semblables aux structures correspondantes dans la gencive, à quelques différences près du point de vue quantitatif.

Il comporte bien sûr son propre système vasculaire et nerveux, situé plus préférentiellement du côté alvéolaire.

1.1.2.6. Le cément.

Histologiquement, on distingue deux types de céments : l'un est cellulaire et l'autre acellulaire. La majeure partie du cément acellulaire est de structure uniforme avec des fines fibrilles collagènes qui ne répondent pas exactement au modèle des fibres de Sharpey, et se regroupant en fibres distinctes après avoir pénétré dans le desmodonte. Le cément cellulaire est principalement caractérisé par la présence de cellules enclavées (cémentocytes), d'espaces lacunaires ou de canalicules qui préalablement avaient été occupés par des cellules dégénérées ensuite.

Le rôle du cément est de transmettre au desmodonte les forces occlusales sous forme de tractions sur les structures fibrillaires, et de résister à la pression contre la surface radiculaire. L'attache cémentaire des fibres est entretenue grâce au dépôt lent et continu de cément nouveau qui ancre de nouvelles fibres, ou bien à la suite d'une lésion cémentaire, par résorption et apposition, avec fixation de nouvelles fibres. Le dépôt de cément tend à aplanir les surfaces radiculaires irrégulières et les crevasses.

1.1.2.7. L'os alvéolaire.

Le procès alvéolaire est une extension osseuse de la mandibule ou du maxillaire entourant les racines dentaires et à l'intérieur de laquelle on trouve l'os alvéolaire ; celui-ci est une mince couche d'os lamellaire qui constitue le logement des dents et en assure la fixation. L'os alvéolaire est lié morphologiquement et fonctionnellement au procès alvéolaire qu'on appelle encore *os de soutien* ou *support osseux*.

Le bord coronaire de l'os alvéolaire (la *crête alvéolaire*) se trouve approximativement à 1 mm en dessous de la jonction amélo-cémentaire des dents sur les faces vestibulaires, linguales et proximales. Ainsi, la crête alvéolaire présente un aspect en écaille ou en croissant sur les côtés vestibulaire et lingual, tandis que le contour osseux interproximal varie entre les formes convexes dans la région antérieure, et presque plate dans les régions molaires.

L'anatomie du procès alvéolaire dépend en grande partie de la position de et de l'alignement des dents. La lame osseuse alvéolaire est perforée pour permettre le passage des vaisseaux et des nerfs entre le desmodonte et la moelle osseuse. Le nombre des orifices est plus élevé au niveau des dents postérieures que des antérieures et au niveau du tiers cervical que des deux autres tiers du parodonte. Cependant sur un cliché radiographique, la lame d'os alvéolaire apparaît comme une ligne radio-opaque autour des racines des dents et on l'appelle *lamina dura.*

1.1.3. Physiologie et mécanismes de défense de la jonction gingivo-dentaire.

La continuité de l'épithélium constitue une barrière de protection importante contre les agents étrangers : les bactéries, leurs sécrétions toxiques et leurs substances antigéniques. Cette continuité est interrompue par l'éruption des dents, et un autre complexe tissulaire gingivo-dentaire anatomique et fonctionnel devient nécessaire pour assurer une interface efficace, entre les tissus durs et mous et les mécanismes de défense systémiques et locaux.

La jonction gingivo-dentaire JGD est le mécanisme qui prend en charge ce rôle de barrière de protection que la continuité de la muqueuse assurait avant l'éruption des dents dans la cavité buccale. La jonction, sertissure de l'épithélium autour de la surface dentaire adjacente, est le point faible de la santé du parodonte. Parallèlement à la structure anatomique de cette barrière, un système dynamique de défense intervient au niveau de la JGD. Le sulcus gingival et l'épithélium jonctionnel ont une importance particulière.

On appelle sulcus gingival « un sillon peu profond, situé entre la dent et la gencive, qui s'étend depuis la surface libre de l'épithélium jonctionnel jusqu'à la gencive marginale ».

Les mécanismes de défense de la jonction gingivo-dentaire comportent les tissus qui interviennent dans la destruction des bactéries, de leurs toxines et de leurs substances antigéniques. Ils incluent également un taux de turn-over tissulaire exceptionnellement élevé, de sorte que le tissu lésé est rapidement cicatrisé.

La continuité anatomique apportée par l'épithélium jonctionnel et ses caractéristiques fonctionnelles, permettant la migration des neutrophiles actifs vers le site de l'agent d'agression, représente des lignes de défense qui sont généralement d'une grande efficacité.

1.1.4. Notion d'espace biologique.

L'espace biologique ou hauteur biologique, est représenté par la jonction physiologique gingivo-dentaire comprise entre la base du sulcus et le sommet de la crête osseuse. Elle est composée apicalement par l'attache conjonctive supracrestale et coronairement par l'épithélium jonctionnel. L'espace biologique est toujours présent. Ses dimensions ont été mesurées pour la première fois par Gargiulo et coll. en 1961 qui trouvent en moyenne une profondeur de sulcus de 0,69 mm, une hauteur de l'épithélium de jonction de 0,97 mm et de l'attache conjonctive de 1,07 mm. Donc la moyenne générale de l'espace biologique est de 2,04 mm, mais elle varie en fonction de la face et en fonction de la dent ; de même, l'espace biologique diminue avec l'âge (comme la hauteur d'attache conjonctive reste constante, c'est la hauteur de l'épithélium jonctionnel qui se réduit progressivement).

Le travail de Gargiulo et coll., confirmé avec de faibles différences par celui de Vacek et coll. (1994), aboutit au dogme ci-dessous :

« La hauteur d'attache conjonctive est relativement constante et égale à 1mm ; la hauteur d'attache épithéliale est plus variable mais est en moyenne de 1 mm ; l'espace biologique mesure en moyenne 2 mm ».

Le niveau de l'os interdentaire suit le contour de la jonction amélo-cémentaire, et il est, par conséquent, plus coronaire que l'os des faces vestibulaires et linguales, surtout dans les secteurs antérieurs. Au cours de la préparation périphérique il faut respecter le festonnage gingival proximal.

De nombreuses études ont mis en évidence les effets délétères du non-respect de l'espace biologique sur les tissus parodontaux. En comparant des sites témoins (espace biologique à 4 mm) et expérimentaux (amalgames au contact de la crête osseuse), Parma-Benfenati et coll. (1985) ont montré qu'au bout de 12 semaines, les sites expérimentaux présentaient une importante inflammation avec un épithélium mince et une résorption osseuse d'autant plus importante que le parodonte était initialement fin.

L'inflammation se traduit par un phénomène soit aigu soit chronique :

L'inflammation aiguë est caractérisée par l'apparition de modifications vasculaires (dilatations vasculaires et diminution de la vitesse du flux sanguin, augmentation de la perméabilité des vaisseaux) et cellulaires (migration des leucocytes, granulocytes, neutrophiles et monocytes hors du système vasculaire et pénétration dans le tissu conjonctif adjacent) qui aboutissent à une détérioration passagère ou permanente des constituants tissulaires normaux entraînant une altération ou une perte de fonction normale du tissu affecté. Ces phénomènes se traduisent cliniquement par :

-des poches gingivales ;
-un œdème et une rougeur ;
-une augmentation de la tendance des tissus mous à saigner au sondage même lorsque celui-ci est pratiqué avec délicatesse ;
-des douleurs ;
-des altérations fonctionnelles et esthétiques.

L'inflammation chronique se caractérise par :

-la présence d'un tissu granulomateux ;
-l'apparition de lésions parodontales (os, cément et ligament parodontal) entraînant :
-la formation d'une poche parodontale avec destruction de l'attache conjonctive, perte des tissus de soutien, résorption osseuse profonde et parfois résorption radiculaire, distance entre la jonction amélo-cémentaire et la crête osseuse supérieure à 1,5 mm.
-ou la formation d'une récession tissulaire marginale, c'est à dire la mise à nu des tissus dentaires sur une certaine hauteur par disparition localisée des tissus de recouvrement.

Pour éviter de placer les limites prothétiques aux dépens de l'espace biologique, Carnevale et coll. (1990) montrent les effets positifs de la préparation des limites au cours d'une chirurgie parodontale permettant de mesurer directement la distance jusqu'à la crête osseuse.

1.2. Rapports tissus mous / implant.

Les tissus mous supra-crestaux autour des implants, nommés muqueuse péri-implantaire, s'apparentent à la muqueuse masticatrice. Cette muqueuse qui entoure les implants est différente de la gencive.

1.2.1. Aspects macroscopiques.

Autour des implants les tissus mous ont une couleur rose et semblent fermement attachés à la surface du pilier. La limite entre la muqueuse alvéolaire et la muqueuse péri-implantaire se situe à environ 1 ou 2 mm sous la crête gingivale en vestibulaire. Cette distance en lingual varie de 2 à 4 mm.

La face interne intra-sulculaire de la muqueuse péri-implantaire présente un aspect caractéristique très distinct de celui de la gencive sulculaire : il est lisse, rouge, laissant transparaître les vaisseaux sanguins du conjonctif sous-jacent. Malgré cet aspect fragile, ce tissu ne saigne pas au sondage. De plus, il est très élastique et a tendance à se resserrer extrêmement rapidement après la dépose du pilier.

1.2.2. Aspects histologiques.

Bränemark a étudié en 1988 les relations entre la gencive et la fixture. Il a réalisé des coupes à différents niveaux de l'interface titane-gencive et les a observées au microscope électronique.

La figure ci-dessous illustre les cinq coupes suivantes :

-Coupe n°1 : L'épithélium n'est pas encore en contact avec le titane. On observe une matière filamenteuse en surface ainsi que des cellules épithéliales plus en profondeur.

-Coupe n°2 : On se trouve dans une zone de jonction entre les cellules épithéliales et le tissu conjonctif sous-jacent. Au niveau de la membrane basale épithéliale, séparant les cellules épithéliales du tissu conjonctif la présence d'hémidesmosomes est constatée. A l'interface entre le tissu conjonctif contenant du collagène et l'implant, on observe une matière filamenteuse.

-Coupe n°3 : Cette matière filamenteuse est à nouveau présente ainsi que des cellules épithéliales désagrégées et du collagène.

-Coupe n°4 : La matière filamenteuse se situe à la surface du titane et le sépare des fibres de collagène.

-Coupe n°5 : Le collagène et la matière filamenteuse sont en contact avec le pilier.

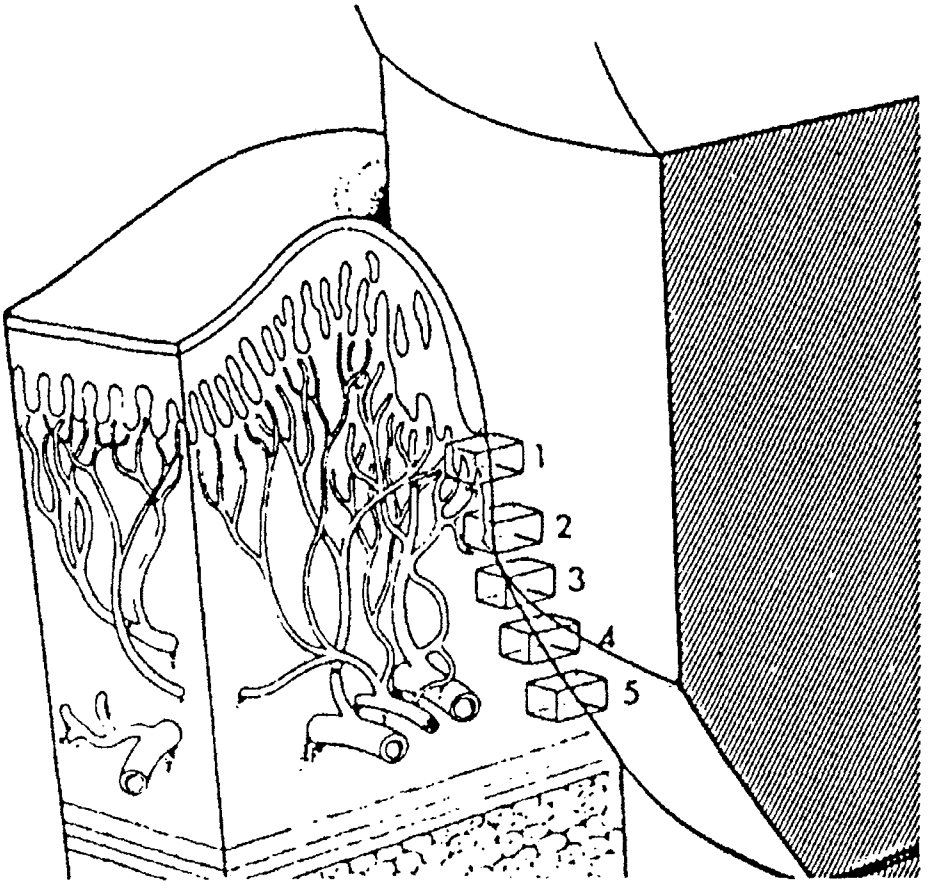

Figure 3 : Schéma tridimensionnel de la relation entre la muqueuse et le pilier implantaire. Les chiffres indiquent l'emplacement des coupes au microscope électronique. (d'après Bränemark et coll.)

1.2.2.1. Attache épithéliale.

Comme sur les dents naturelles, l'épithélium de jonction est fixé à la surface de la suprastructure implantaire par une membrane basale et des hémidesmosomes. Les couches de cellules épithéliales sont parallèles à la surface de l'implant et assurent la jonction de la muqueuse à l'implant. Leurs formes, avec ses noyaux allongés renfermant une petite quantité de chromatine, des nucléoles visibles et des espaces intercellulaires étroits caractérisent l'interface épithélium/implant. Le cytoplasme peut être très dense, les cellules allongées et peuvent avoir des formes d'hémidesmosomes. Les études sur les systèmes implantaires en un ou deux temps indiquent que les tissus mous péri-implantaires et les caractéristiques de l'attache cellulaire à la surface de l'implant ne dépendent pas du type d'implant. Cela a été prouvé dans des études expérimentales chez le chien Beagle avec trois systèmes implantaires différents : Astra, Bränemark, et I.T.I. (Lindhe et Berglundh, 1998).

Au niveau de l'attache épithéliale, les différences structurelles entre l'attache dento-gingivale et l'attache implanto-muqueuse semblent être responsables d'une attache plus faible à l'implant. Carmichael et coll. ont montré que l'épithélium péri-implantaire est moins riche en desmosomes que l'épithélium de jonction de la gencive saine, ce qui pourrait expliquer la plus grande profondeur de sondage autour des implants.

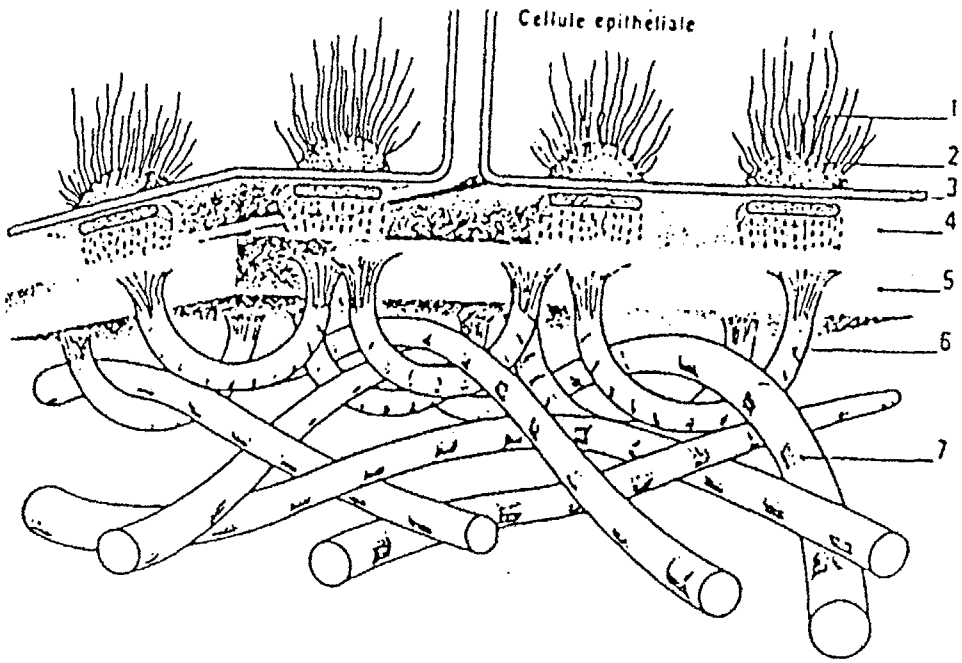

Figure 4 : Représentation schématique de l'ultrastructure de la jonction épithélio-conjonctive.
1 : tonofilaments 2 : hémidesmosomes 3 : membrane plasmatique de la cellule épithéliale basale 4 : lamina lucida 5 : lamina densa 6 : fibrilles d'ancrage 7 : fibre collagène du tissu conjonctif (d'après Fusellier)

1.2.2.2. Tissu conjonctif.

En raison de l'absence de cément, le système fibreux péri-implantaire n'est pas attaché à la surface de l'implant : il lui est en général parallèle - surtout en regard des surfaces au poli très régulier pour des raisons d'hygiène. Les fibres collagènes sont rarement observées perpendiculaires à la surface de l'implant.

Il a été rapporté que la topographie de la surface des implants influence considérablement l'orientation des fibres de collagène. Là où la surface transmuqueuse de l'implant ou du pilier est micro-poreuse, les fibres sont perpendiculaires à la surface de l'implant. Cependant, les fibres « implanto-gingivales » ne sont pas fixées de la même façon que sur les dents naturelles.

La nature de la muqueuse péri-implantaire est un autre facteur qui influence l'orientation des fibres de collagène.

Dans la muqueuse kératinisée, les fibres sont à la fois parallèles et perpendiculaires à la surface de l'implant. Si la muqueuse péri-implantaire n'est pas kératinisée, les fibres sont toutes parallèles. Par conséquent, les structures sous-épithéliales du tissu conjonctif, surtout les fibres collagènes, contribuent également à la stabilisation mécanique des tissu mous péri-implantaires. La matrice extra-cellulaire et le comportement de ses composants structurels sont d'un intérêt particulier concernant les constituants du tissu sous-épithélial. Berglundh et coll. (1991) ont montré par l'histologie et l'histomorphométrie que la muqueuse péri-implantaire renfermait plus de fibres (85 %) que la gencive (60 %).

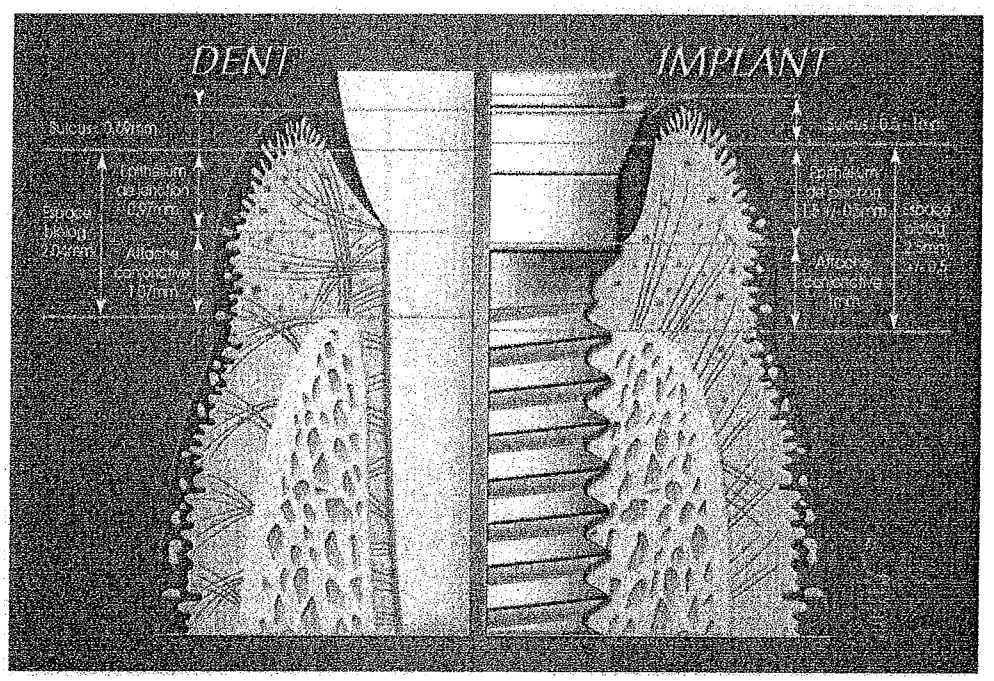

Figure 5 : Comparaison des systèmes d'attache entre dent et implant. (d'après Bennani)

1.2.2.3. Sillon péri-implantaire et fluide sulculaire.

Le sulcus entourant l'implant est comparable à celui retrouvé au niveau de l'épithélium dentaire (Bauman, 1993). Il se situe entre l'épithélium gingival et l'implant. Après huit semaines de cicatrisation, on retrouve au niveau d'un implant en céramique un épithélium oral kératinisé dans sa partie buccale, et au niveau sulculaire un épithélium oral non kératinisé (Berglundh et coll., 1991).

Le sulcus observé est tapissé de cellules épithéliales, de quelques granulocytes et de cellules en cours de mutation. Il se compose de cinq à quinze couches de cellules basales et de larges espaces intercellulaires (Listgarten, 1992). Plus apicalement, on ne décrit plus que deux à cinq couches directement au contact avec l'implant, des mitoses sont d'ailleurs toujours observées (Buser et coll., 1992).

Quelques coupes dans le sulcus, montrent des signes d'une petite inflammation, par la migration de leucocytes, de polymorphonucléaires et de lymphocytes. La présence de granulocytes due à la cicatrisation peut aussi se retrouver au niveau dentaire.

Aucune coupe ne montre la croissance apicale jusqu'à la crête alvéolaire, celle-ci est empêchée par l'attache conjonctive. Lorsque le sulcus péri-implantaire est sain, sa profondeur moyenne, constatée au sondage est de 2 mm.

Le tissu conjonctif sous-jacent à l'épithélium sulculaire peut s'inflammer déterminant ainsi d'autres caractéristiques au niveau de l'épithélium sulculaire. Cette inflammation du tissu de soutien, stoppée, soit par greffe, soit par une thérapie antibiotique, soit par une hygiène rigoureuse, donne lieu à une kératinisation de l'épithélium sulculaire. Le sondage effectué, montre une perte d'attache qui est un de signes pathognomoniques de la parodontite.

La mesure de la profondeur d'attache est couramment employée en parodontologie afin de déterminer le degré d'atteinte et le stade de la maladie, ces mêmes critères sont utilisés en implantologie. « Le sondage constitue donc une étape importante dans le diagnostic d'une lésion parodontale et dans l'évaluation des effets de la thérapeutique parodontale » (Lindhe, 1989). Ainsi trouve-t-on une corrélation entre la présence de poches et l'échec implantaire, par contre, des poches importantes peuvent être présentes sans que l'implantation ait échoué. Ericsson et Lindhe, en 1993, réalisent une étude comparant la résistance au sondage de la muqueuse péri-implantaire et du sulcus dentaire. Il s'avère que la gencive présente une résistance supérieure à celle retrouvée au niveau de l'implant et par conséquent, la pénétration de la sonde est plus grande au niveau de la fixture.

Les tissus mous, à la surface du pilier implantaire, au moment du sondage, semblent se décoller. D'autre part, même lorsque les sites implantaires sont sains un saignement est observé, alors que dans tous les cas, face à une gencive péri-dentaire saine aucun saignement n'est signalé. La modification de profondeur de sondage entre la fixture et les dents peut aussi provenir de la différence de sa formation. C'est pourquoi le sondage des poches « parodonto-implantaires » n'est pas toujours fiable car il n'est pas forcément un indicateur de l'évolution de la maladie implantaire.

En ce qui concerne la fluide sulculaire, dès 1970, Ponitz et coll., grâce à une analyse des sécrétions par fluorescence à la tétracycline, montrent qu'il est lui aussi comparable, tant au point de vue quantitatif que qualitatif, à celui retrouvé au point de vue dentaire.

Les mécanismes de défense retrouvés au niveau gingival autour des dents et des implants se ressemblent. Schlegel et coll., 1978, créent chez l'animal, une bactériémie expérimentale au niveau du sulcus péri-implantaire à l'aide d'une suspension de *Staphylococcus aureus*. Neuf mois après la mise en place des fixtures, ils constatent que le sillon gingivo-implantaire possède lui aussi un système efficace de lutte contre l'agression bactérienne. La preuve en est que celle-ci ne dégénère pas systématiquement vers une infection.

L'inflammation de la muqueuse péri-implantaire peut être mesurée en fonction du débit de ce fluide sulculaire. Des résultats proches de ceux observés au niveau dentaire sont retrouvés. Ce débit devient plus important lorsque les poches sont plus profondes.

L'évaluation de fluide sulculaire permet d'évaluer la réaction des tissus mous et ainsi le succès implantaire, cette méthode semble donc prometteuse bien qu'elle ne donne pas d'éléments précis.

1.2.3. Processus de cicatrisation.

Les processus de cicatrisation se déclenchent lors de l'exposition de l'implant et de la mise en place de la vis de cicatrisation. Les composants implantaires, transferts et piliers, ne doivent être placés que si les tissus sont complètement cicatrisés. Un contexte tissulaire adéquat n'est obtenu que si les tissus épithélial et conjonctif ont cicatrisé sans épisodes infectieux.

D'après Nentwig et coll. (1999), le processus de cicatrisation s'accompagne de la migration de l'épithélium le long de la surface du corps étranger. L'importance de cette migration épithéliale, les risques potentiels associés et les possibilités de l'éviter par une conception adéquate donnent actuellement matière à discussion.

En principe la migration épithéliale décrite comme la conséquence d'infections péri-implantaires, est reconnue comme un facteur potentiel de destruction des implants. Les circonstances qui, en l'absence d'infection, limitent la migration épithéliale et évitent le rejet de l'implant ne sont pas encore précisément définies.

Cependant des observations cliniques et des examens histologiques semblent corroborer certaines bases et permettre d'appliquer les principes de stabilisation de l'épithélium aux systèmes implantaires modernes. La formation de tissu conjonctif sous-épithélial est analogue au processus de cicatrisation qui intervient après toute chirurgie buccale, avec une présence marquée de fibroblastes et de capillaires. Les fibroblastes sont beaucoup moins nombreux (1-3 %) que dans les tissus gingivaux (5-15 %), c'est au moins ce qui a été observé chez le chien (Berglundh et coll., 1991).

Le tissu conjonctif des tissus mous péri-implantaires est peu vascularisé et, en raison de sa structure, peut être comparé à une cicatrice, dont le potentiel de réaction vis-à-vis d'une agression, en particulier bactérienne, apparaît plus faible que ne l'est celui du tissu péri-dentaire.

Les fibroblastes peuvent synthétiser les protéines de la matrice (collagène, glycosaminoglycanes) d'une lame basale complexe qui assure l'attache des tissus épithéliaux et conjonctifs, sur la surface implantaire. La fibronectine des capillaires fixe les fibroblastes aux collagènes à la surface de l'implant (McKinney, 1988).

Dent-Parodonte	Implant-Parodonte
Gencive libre avec épithélium buccal kératinisé	Gencive libre avec épithélium buccal kératinisé
Sillon gingivo-dentaire limité apicalement par l'épithélium de jonction	Sillon gingivo-implantaire limité apicalement par l'épithélium de jonction
Insertion perpendiculaires des fibres gingivales dans le cément	Orientation parallèle des fibres gingivales le long du col de l'implant
Ligament alvéolodentaire	Pas de ligament alvéolodentaire
Cément	Pas de cément
Os alvéolaire relié à la dent par le desmodonte	Os alvéolaire en contact direct avec l'implant (ankylose)

Tableau 1: Principales caractéristiques entre structures péridentaires et implantaires. (d'après Bennani)

1.2.4. Les réactions des tissus péri-implantaires :

1.2.4.1. Face au titane.

Bränemark et coll. (1983) réalisent une expérimentation animale et humaine sur des implants en titane jugés cliniquement ostéointégrés (consistant en une complète cicatrisation de l'os autour de l'implant, nécessaire à sa longévité et à sa stabilité). Cette ostéo-intégration est obtenue par une insertion chirurgicale atraumatique, une mise en nourrice variant de trois à six mois permettant la néoformation osseuse, et en une mise en charge. Dans ces conditions, aucune capsule fibreuse n'est observée entre le titane et l'os. Ils notent la présence de faisceaux de fibres de collagène distants de 1 à 3 µm de la surface de l'implant. Les filaments de collagène s'orientent de façon perpendiculaire à la fixture. Cependant ils rappellent que dans les cas où le traumatisme est trop important ou si la mise en charge est trop précoce ou sans contrôle, alors un tissu cicatriciel s'interpose entre l'implant et l'os. La couche d'oxydes de titane formée à la surface de l'implant, ainsi que la couche de mucopolysaccharides permettent la liaison du titane aux tissus mous environnants.

La cicatrisation se fait contre le profil de la vis trans-gingivale, il existe à ce niveau une union biologique avec le tissu conjonctif de la muqueuse et le dioxyde de titane. C'est cette couche, la seule partie au contact des tissus dans la phase initiale, qui est la raison du succès à long terme des implants en titane. En effet dans le cas d'implants en acier où il n'existe pas cette interaction avec la tissu conjonctif, une prolifération de l'épithélium le long de la fixture vient la circonscrire entraînant son rejet.

La présence d'un joint étanche, constitué par une attache épithéliale avec des hémidesmosomes, détermine la longévité et la bonne intégration de l'implant. L'absence de cette sertissure gingivale étanche, entraîne automatiquement, la migration de l'épithélium en direction apicale et son rejet.

1.2.4.2. Face à la céramo-alumine.

Fartash et coll. (1996) réalisent des études concernant l'intégration des implants en saphir (Bioceram®, Kyocera®). Les analyses au microscope à transmission montrent que les implants sont stables car surmontés par un os minéralisé et entourés par une muqueuse saine ne contenant quasiment aucune cellule inflammatoire.

L'ultrastructure de la muqueuse recouvrant ce type d'implant ressemble à celle retrouvée au niveau des dents. La gencive marginale adjacente à l'implant, constituée d'un stroma de fibres de collagène est surmontée d'un épithélium oral

kératinisé ainsi que d'un épithélium de jonction. Aucune migration apicale de l'épithélium n'entoure l'implant.

Les cellules épithéliales les plus extérieures sont plates avec des contacts intercellulaires de type desmosomes. Leur ultrastructure est formée de mitochondries, de réticulum endoplasmique granulaire (REG), d'appareil de Golgi et de tonofilaments. Dans certains secteurs, le cytoplasme est condensé dans la partie la plus extérieure de la surface épithéliale qui se trouve en contact avec l'implant. A la base de la lamina densa, on localise des hémidesmosomes. Quelles que soient les biopsies, on ne trouve que très peu de cellules inflammatoires. Dans le tissu conjonctif, des faisceaux de fibres de collagène courent dans différentes directions. Comme les fibroblastes, différentes cellules sanguines telles que les leucocytes polymorphonucléaires ainsi que des cellules plasmatiques sont dispersées partout dans ce tissu.

Koth et coll. (1988) étudient le comportement de la gencive autour d'implants en monocristal d'alumine. Ils notent, à faible grossissement, une irrégularité dans l'épaisseur du sulcus et dans la hauteur de la sertissure gingivale, et à fort grossissement, le passage d'un épithélium squameux pluristratifié kératinisé dans la partie marginale à une couche de cellules non kératinisées au niveau sulculaire.

L'ultrastructure de l'épithélium de jonction est similaire à la jonction gingivo-dentaire avec une lame basale et des hémidesmosomes. Le mécanisme d'attache repose sur la présence de trois autres éléments :

- la laminine, glycoprotéine extracellulaire, présente dans la lamina lucida, vient fixer l'épithélium à la lame basale collagénique,
- la fibronectine, synthétisée par les fibroblastes et les cellules endothéliales lors de la réparation tissulaire, est un « ciment de scellement » entre l'implant couvert de glycosaminoglycanes (GAG) et la lamina densa constituée de collagène de type IV,*
- les protéoglycanes (GAG, acide hyaluronique et sulfate d'héparane) produit par les fibroblastes forment un manteau autour de la fixture.

On peut dire qu'il n'existe aucune différence structurelle qualitative dans les tissus mous adjacents entre le titane et la céramo-alumine. D'autre part, on peut extrapoler ces données au pilier implantaire : un pilier en titane commercialement pur ou en alumine s'intégrera de la même manière que la fixture.

1.2.4.3. Face à la plaque bactérienne.

La composition de la plaque est identique au niveau de sites dentaires et implantaires (saine ou pathologiques). La plaque bactérienne semble être le facteur étiologique principal dans la pathogénie de la mucosite et de la péri-implantite.

Ericsson et coll. ont montré que la différence essentielle avec les tissus parodontaux concerne l'extension apicale de la lésion inflammatoire face au dépôt de plaque ancienne.

L'atteinte expérimentale des tissus péri-implantaires a montré que la destruction tissulaire était significativement plus prononcée autour des implants. Mais d'autres facteurs sont responsables de l'échec implantaire, notamment :

-la quantité/qualité d'os ;

-une technique chirurgicale inadaptée ;

-une réponse négative de l'hôte ;

-une surcharge occlusale/physique.

En conséquence, les cliniciens doivent mettre au point des mesures préventives pour diminuer la prévalence des agents étiologiques.

1.2.5. Comparaison entre les implants en un ou deux temps chirurgical (aux).

1.2.5.1. Tissus mous autour des implants enfouis.

En 1991, Berglundh et coll. ont extrait les prémolaires mandibulaires de chiens beagle, les dents controlatérales servant de témoins. Après 3 mois de cicatrisation, ils ont placé 3 implants en titane (système Bränemark®). La connexion des piliers a été réalisée 3 mois plus tard et ils ont attendu encore 2 mois avant de lancer un programme de contrôle de plaque maintenu pendant 2 mois. A la fin de cette période, ils ont prélevé des blocs-sections contenant la totalité de l'implant, l'os adjacent, les tissus mous supra-alvéolaires et les dents controlatérales.

Leurs résultats montrent que la muqueuse péri-implantaire et la gencive possèdent toutes deux une distance d'environ 2 mm entre le sommet de la gencive marginale et la partie la plus apicale de l'épithélium jonctionnel. Ces résultats sont aussi retrouvés dans d'autres travaux : Abrahamsson et coll., 1996 ; Berglundh et coll., 1996.

Cependant la hauteur moyenne des tissus mous supra-crestaux, mesurée du sommet de la crête osseuse, est plus importante au niveau implantaire (3,8 mm) qu'au niveau dentaire (3,17 mm).

Cette différence s'explique par une hauteur moyenne de la portion de tissu conjonctif, comprise entre la fin de l'épithélium jonctionnel et le sommet de la crête osseuse, supérieure au niveau implantaire (1,66 mm). Cette portion de tissu conjonctif en continuité avec l'épithélium jonctionnel établit avec celui-ci une muqueuse d'attache implantaire d'environ 3 à 4 mm de hauteur.

Berglundh et Lindhe (1996) ont montré, chez le chine beagle, que la muqueuse péri-implantaire cliniquement saine était attachée à la surface de l'implant. Ils ont décrit un épithélium jonctionnel long de 2 mm et une zone de tissu conjonctif de 1 mm de hauteur. Cette zone d'environ 3 mm semble jouer selon eux, le rôle de barrière protectrice de l'ostéo-intégration vis-à-vis de la plaque bactérienne et de la cavité buccale.

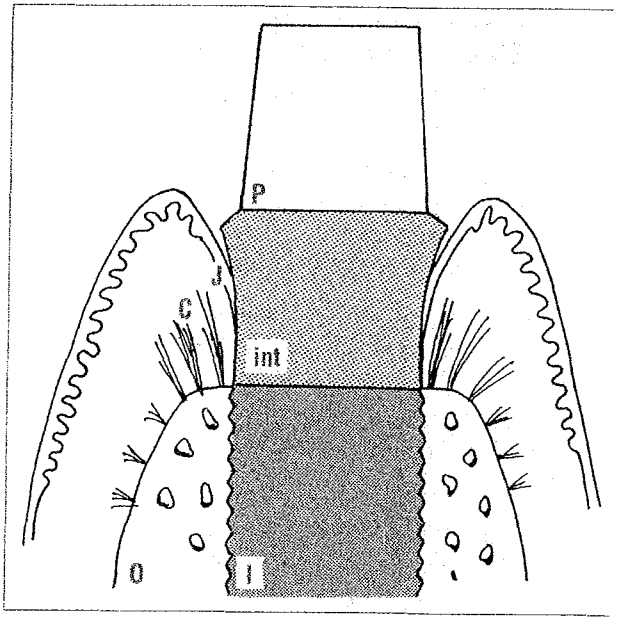

Figure 6 : Schématisation des rapports entre les tissus mous et les différentes pièces implantaires (implant enfoui). (d'après Tenenbaum)

1.2.5.2. Tissus mous autour des implants non-enfouis.

Les implants non enfouis non fonctionnels présentent des tissus péri-implantaires de dimensions histométriques équivalentes à celle des zones dento-gingivales autour des dents.

En 1992, Listgarten et coll. ont étudié l'ultrastructure de l'interface entre la surface de titane d'implants non-enfouis et les tissus environnants. Afin de pouvoir réaliser des coupes ultra-fines, ils ont utilisé des répliques en résine

époxy d'implants en titane de 8 mm de haut et 3,05 mm de diamètre. Ces répliques sont revêtues d'une couche de titane d'environ 90-120 nm. Tous ces implants ont une surface apicale rugueuse (par projection de titane) et une surface coronaire lisse (de 1 ou 3 mm). Dans la région supracrestale, l'intégration tissulaire se manifeste par un réseau conjonctif dense interposé entre la crête osseuse et l'extension apicale de l'épithélium jonctionnel. Les différentes rugosités de surface expérimentées ne semblent pas affecter l'orientation des fibres de collagène. Selon ces mêmes auteurs, l'intégration du tissu conjonctif après la connexion du pilier pourrait établir une barrière biologique importante pour assurer le succès implantaire.

En 1996, Cochran et coll. ont étudié histologiquement les dimensions et les relations des tissus péri-implantaires autour d'implants en titane non-enfouis mis en charge ou non. Toutes le prémolaires et premières molaires mandibulaires de six chiens fox-hounds ont été extraites. Au bout de trois mois, 12 implants ont été placés chez chaque animal dans les crêtes édentées de droite et de gauche. Le groupe A comprenait les implants non mis en charge, le groupe B les implants mis en charge durant trois mois et le groupe C les implants mis en charge durant douze mois. Les prothèses ont été placées trois mois après l'implantation. Les dimensions de la « jonction implanto-gingivale » étaient identiques dans les trois groupes et similaires aux dimensions des tissus dentogingivaux mesurés par Gargiulo (1961). Respectivement pour les groupes A, B et C, en mm :

-la profondeur de sulcus était en moyenne de 0,49 ± 0,32 ; 0,5 ± 0,3 et 0,16 ± 0,14 ;

-l'épithélium jonctionnel mesurait en moyenne 1,16 ± 0,47 ; 1,44 ± 0,41 et 1,88 ± 0,81 ;

-le tissu conjonctif sous-jacent mesurait en moyenne 1,36 ± 0,64 ; 1,01 ± 0,32 et 1,05 ± 0,38 ;

-l'espace biologique ainsi calculé mesurait en moyenne 3,01 ± 0,74 ; 2,94 ± 0,59 et 3,08 ± 0,78.

Weber et coll. (1996) ont montré, chez le chien (avec un implant expérimental), que l'attache épithéliale était plus apicale et toujours localisée sous le joint implanto-prothétique autour d'implants enfouis par rapport à des implants non enfouis. La dimension moyenne de l'attache épithéliale était de 1,71 ± 0,13 mm pour les implants enfouis et de 1,18 ± 0,27 mm pour les implants non enfouis.

En résumé, on peut dire qu'autour d'implants en un seul temps chirurgical par rapport aux implants en deux temps chirurgicaux, la hauteur moyenne des tissus mous supra-crestaux est plus faible (3,01 mm contre 3,8 mm), l'épithélium jonctionnel est plus court (1,5 mm environ au lieu de 2 mm environ), le tissu conjonctif sous-jacent étant sensiblement équivalent (autour d'1 mm).

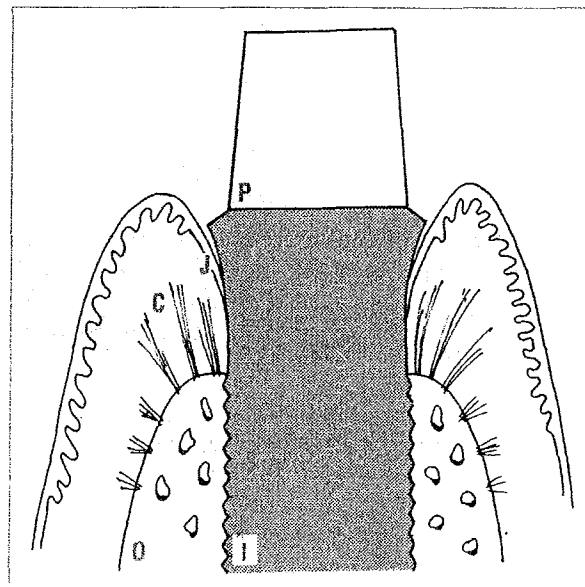

Figure 7 : Schématisation des rapports entre les tissus mous supra-crestaux et l'implant non-enfoui. (d'après Tenenbaum)

1.2.6. Comparaison de la muqueuse péri-implantaire adjacente à différents types de piliers prothétiques.

Abrahamsson et coll. (1998) ont montré par une étude expérimentale que le matériau utilisé dans la portion prothétique de l'implant en deux temps chirurgicaux influence la localisation et la qualité de l'attache entre la muqueuse et la surface implantaire. Des piliers en alumine (Al2O3), en or et en titane court (1 mm de titane + couronne céramo-métallique sur or) ont été comparés à des piliers classiques de contrôle en titane pur.

Les piliers en titane pur et en alumine présentent un épithélium de jonction d'environ 2 mm de hauteur et un tissu conjonctif d'environ 1-1,5 mm de hauteur avec un infiltrat inflammatoire légèrement plus important avec des piliers en céramique

Au niveau des piliers en or et en titane court, les dimensions de l'épithélium de jonction et du tissu conjonctif sont plus réduites par rapport au titane pur, et des résorptions osseuses ainsi que des récessions ont été constatées. Par conséquent, la jonction implant-pilier est occasionnellement mise à nu et la barrière muqueuse se trouve sur la portion de l'implant lui-même.

Les différences observées seraient le résultat de propriétés d'adhésion différentes entre les matériaux étudiés ou dues aux variations de leur résistance à la corrosion. Le titane et l'alumine sont chimiquement plus stables et permettraient aux cellules de croître au contact de leur surface.

1.3. Concepts prothétiques impliqués dans l'intégration parodontale.

Afin d'assurer à nos restaurations prothétiques une parfaite intégration parodontale, il convient de respecter un certain nombre de principes en tenant compte d'une part de l'hôte et d'autre part des procédés technologiques. Entrent en jeux principalement le type de préparation périphérique (en fonction de la nature de la restauration) notamment au niveau cervical, la situation du bord prothétique, l'épaisseur du joint et l'existence d'un hiatus le cas échéant ainsi que le profil d'émergence de l'élément prothétique. L'état de surface est également décisif, la moindre rugosité pouvant favoriser la rétention de plaque bactérienne.

1.3.1. Préparation périphérique pour coiffes prothétiques – limites de préparation.

De nombreux auteurs, tels qu'Ogolnik ou Shillinburg pour ne citer que les plus connus ont décrit tous les principes de préparation des dents en vue d'être recouvertes par des *coiffes prothétiques* : nous préférons le terme de coiffe prothétique, fort explicite, qui de surcroît évite toute confusion avec la couronne dentaire, pouvant être en fonction du contexte, une partie anatomique ou un élément prothétique. (c'est d'ailleurs le terme utilisé par les Anglo-saxons depuis de nombreuses années !)

Ces grands principes de préparation découlent de contraintes mécaniques (triade de Housset : rétention, stabilisation, sustentation) et physiques (mise de dépouille, épaisseur de matériau la plus constante possible...) et parodontales. C'est ce qui nous intéresse ici, c'est pourquoi nous nous cantonnerons à décrire

la partie la plus cervicale des préparations, le reste pouvant être facilement retrouvé dans de nombreux manuels consacrés à la prothèse conjointe.

Une prothèse scellée ne peut s'intégrer au contexte biologique de la cavité buccale que si son adaptation aux lignes de finition de la préparation sous-jacente est précise. La configuration des limites dicte la forme et le volume du matériau à leur niveau et peut affecter la précision d'adaptation des bords.

1.3.1.1. Les différentes formes de limites cervicales.

Depuis quelques dizaines d'années, différentes formes de limites cervicales ont été proposées, chacune avec des avantages et des inconvénients. L'évolution des techniques et des matériaux tend à simplifier les propositions vers trois grands types de limites cervicales qui peuvent répondre pratiquement à toutes les situations cliniques. Bien entendu quelques variantes sont proposées, mais sans changer le fond des principes généraux de ces préparations.

- Le congé :

C'est une surface oblique, légèrement concave, obtenue en faisant décrire le bord cervical d'une préparation par une fraise en forme de torpille, tenue dans l'axe de cette préparation. Il peut être plus ou moins large selon la fraise utilisée et son enfoncement dans la dent préparée. Le congé est actuellement reconnu comme étant le plus adapté à la préparation des coiffes métalliques.
Les avantages sont nombreux : la limite est parfaitement lisible sur le modèle de travail ; il est possible de contrôler l'importance de la mutilation dentinaire en jouant à la fois sur le diamètre de l'instrument et sur son enfoncement. On obtient ainsi facilement, des congés relativement fins (0,5 mm à 0,7 mm), permettant de réaliser d'excellentes coiffes métalliques sans délabrement exagéré. La préparation en congé n'entraîne que très rarement la création de contre-dépouille. Ce type de limite est le plus favorable pour obtenir une bonne répartition des contraintes sur le ciment de scellement.
La finition en congé peut aussi convenir pour la limite cervicale linguale ou palatine des coiffes céramo-métalliques. Il faut veiller cependant à ce qu'il n'y ait pas de rupture entre les différentes formes de finition cervicale sur les différentes faces de la dent.

La préparation en congé s'est imposée en réaction à la préparation à la trace, qui consistait en une simple mise de dépouille avec une fraise conique fine. Il importe d'insister sur le fait que ce type de préparation n'a plus aucune justification : une apparente économie tissulaire se paie par une imprécision des limites au laboratoire et par un surdimensionnement de la prothèse qui conduit secondairement à une agression parodontale chronique inacceptable.

Les préparations à congé large (1 à 1,5 mm) sont utilisables pour des réalisations céramo-métalliques. Il faut d'ailleurs considérer les formes de finition à épaulement ouvert à 150 °, et toutes les formes conduisant à des finitions triangulaires comme des adaptations du congé pour les prothèses céramo-métalliques.

-L'épaulement chanfreiné :

A partir de la forme classique de l'épaulement à 90 ° qui avait été proposé pour les couronnes jackets porcelaine, l'épaulement chanfreiné a été conseillé dès le début des couronnes céramo-métalliques. L'angle du chanfrein doit être au moins de 45 ° pour être efficace en matière de réduction du hiatus lors du scellement.

L'épaulement chanfreiné conjugue les avantages et les inconvénients de l'épaulement (limite nette au laboratoire, place suffisante pour les matériaux, mais mutilation en direction pulpaire) et du chanfrein (renforcement de l'armature au niveau de l'épaulement, finition métallique précise en lame de couteau, mais réalisation difficile).

Cette forme de préparation défendue par l'école scandinave et l'école de Berne, a le mérite de produire un sertissage métallique précis des dents supports, très favorable à un bon contrôle de plaque. Cependant à moins d'enfouir le bandeau métallique adapté au chanfrein dans le sulcus, ce qui est contradictoire avec les impératifs parodontaux qui légitiment ce type de préparation, l'épaulement chanfreiné conduit à mettre en place une prothèse à bandeau cervical métallique visible dans la plupart des cas. Pourtant, elle reste la forme de préparation de référence quand la pathologie parodontale domine le plan de traitement.

-L'épaulement à angle arrondi :

L'évolution des techniques (instruments rotatifs) et des matériaux (les céramiques, les colles) a conduit à proposer une forme de préparation maintenant les avantages de l'épaulement tout en réduisant ses inconvénients.

Cette forme de limite :

-réduit la mutilation et la fragilisation dues à l'angle interne aigu ;
-ménage suffisamment de place pour les matériaux ;
-permet d'obtenir une lecture précise des limites sur le modèle de travail ;
-facilite la réalisation de joints cervicaux en céramique ;
-réduit de 50 % les contraintes sur l'épaulement ;
-simplifie la préparation cervicale sous-réserve d'utiliser des instruments normalisés et de maintenir la fraise dans l'axe de ma préparation en suivant le contour du feston gingival.
L'épaulement à angle arrondi bénéficie d'un consensus. Il représente aujourd'hui la limite cervicale la plus adaptée pour les préparations des dents du secteur antérieur, à chaque fois que le souci esthétique est prédominant, que ce soit pour des coiffes céramo-métalliques ou céramo-céramiques.

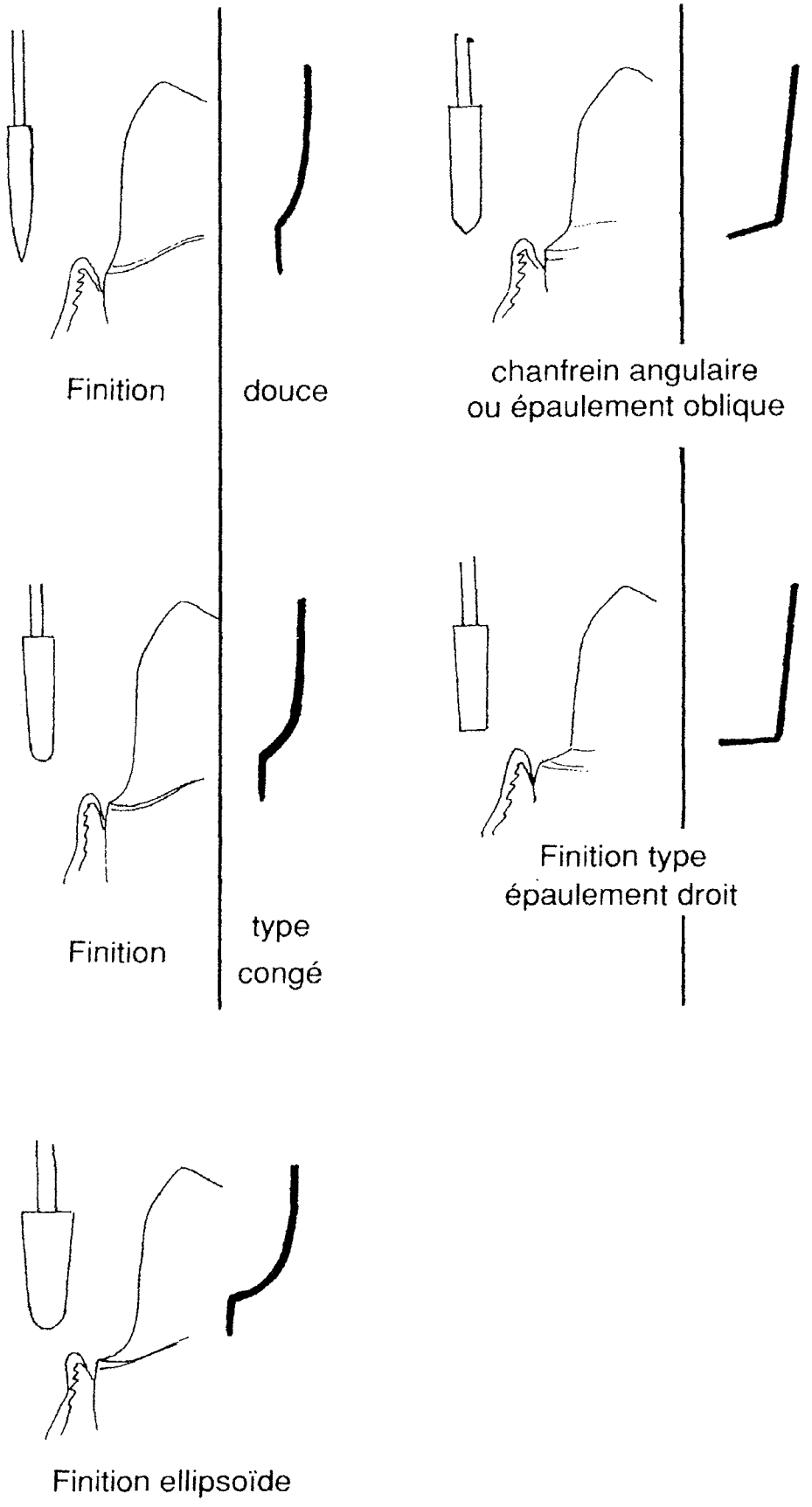

Figure 8 : Profils de finition cervicale des préparations coronaires. (d'après Ogolnik)

1.3.1.2. Localisation des limites cervicales.

D'un point de vue parodontal la meilleure localisation des limites prothétiques est supra-gingivale, c'est à dire au-dessus du sommet de la gencive.

Dans le cas de préparations postérieures où l'esthétique ne prime pas, ainsi que pour toutes les faces non visibles des dents supports, il est judicieux de préparer une limite supra-gingivale, surtout si la hauteur des moignons le permet (vis-à-vis de la rétention). Si les moignons sont courts ou si la préparation concerne une dent pour laquelle l'esthétique joue un rôle important, les limites seront préparées juxta-gingivalement, c'est à dire dans le sulcus : on parle plus précisément de préparation intrasulculaire, ou intra-créviculaire. Les limites sont dites sous-gingivales quand les bords prothétiques sont situés dans l'espace biologique. Les prothèses sous-gingivales sont directement responsables de réactions inflammatoires car elles favorisent la rétention de plaque dentaire.

Ceci est dû :

-au défaut de polissage des bords et aux porosités des matériaux prothétiques ;

-à la rugosité et aux lacunes de l'interface dent-prothèse (ciment de scellement) ;

-au surplomb des bords cervicaux, s'ils sont mal appréciés ;

-à la profondeur des limites et à leur inaccessibilité au brossage ;

-à l'irritation chronique de l'espace biologique.

Situer les limites sous-gingivalement, que ce soit au niveau de l'attache épithéliale ou de l'attache conjonctive, constitue un risque majeur quant à la pérennité de l'adaptation gingivo-prothétique. L'atteinte chronique de l'espace biologique se traduira le plus souvent (plus ou moins vite selon la précision de l'adaptation prothétique et la qualité du parodonte) par la migration apicale de la gencive marginale, avec toutes les conséquences esthétiques que l'on peut imaginer.

La situation des limites cervicales dans le sillon gingivo-dentaire apparaît aujourd'hui comme la solution la plus adaptée aux préparations des dents pour lesquelles les données esthétiques sont à prendre en compte. Cette affirmation mérite d'être clairement explicitée. Il faut d'abord rappeler que la mise en place de bords prothétiques intrasulculaires ne doit se faire que dans un sulcus sain.

Par ailleurs, une bonne adaptation des bords prothétiques nécessite qu'ils ne s'approchent pas de plus de 0,4 mm du fond du sulcus. La profondeur du sulcus sur les dents antérieures varie de 0,5 à 1mm, exceptionnellement 1,5 mm.

Ces éléments conduisent Unger et coll. à recommander de ne pas placer le bord prothétique plus profondément que 0,5 à 0,7 mm dans le sulcus (accessible au brossage). Cette donnée doit être modulée en fonction des données cliniques du sondage et de l'appréciation de l'épaisseur de la gencive attachée.

Le sondage avant préparation doit préciser l'emplacement de la jonction amélo-cémentaire. Il faut également observer, pendant la préparation, si la largeur de la ligne de finition se maintient au fur et à mesure qu'elle est plus profondément enfouie dans le sulcus.

D'autres impératifs peuvent amener le praticien à choisir une limite sous-gingivale : rétention insuffisante, présence de caries, limite cervicale précédemment tracée, trait de fracture ...

1.3.2. Le profil d'émergence.

L'angle d'émergence est formé par l'intersection du profil d'émergence avec le grand axe longitudinal de la dent.

Pour Croll (1989), le profil d'émergence est la partie du contour dentaire axial s'étendant de la base du sulcus gingival vers l'environnement buccal en passant par la gencive libre.

.C'est le profil de la construction axiale prothétique au départ du joint dento-prothétique. La zone d'information anatomique du profil d'émergence est la surface dentaire non préparée située apicalement à la ligne de finition (dans le sens vertical). Elle permet au technicien de laboratoire de définir ce profil d'émergence. Son absence sur le modèle positif unitaire peut conduire au non-respect, par excès ou par défaut, du profil d'émergence et générer respectivement un surcontour ou un sous-contour des restaurations prothétiques.

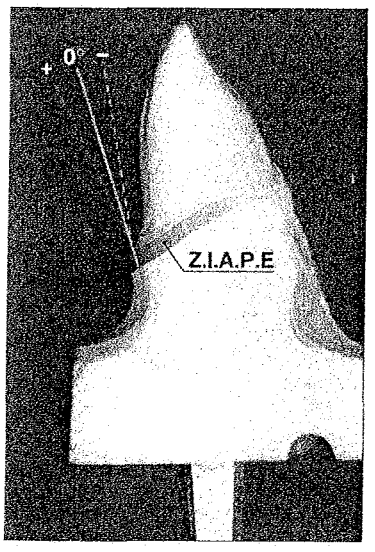

Figure 9 : La zone d'information anatomique du profil d'émergence (ZIAPE) correspond au prolongement du contour anatomique de la racine en direction coronaire. (d'après Bennani)

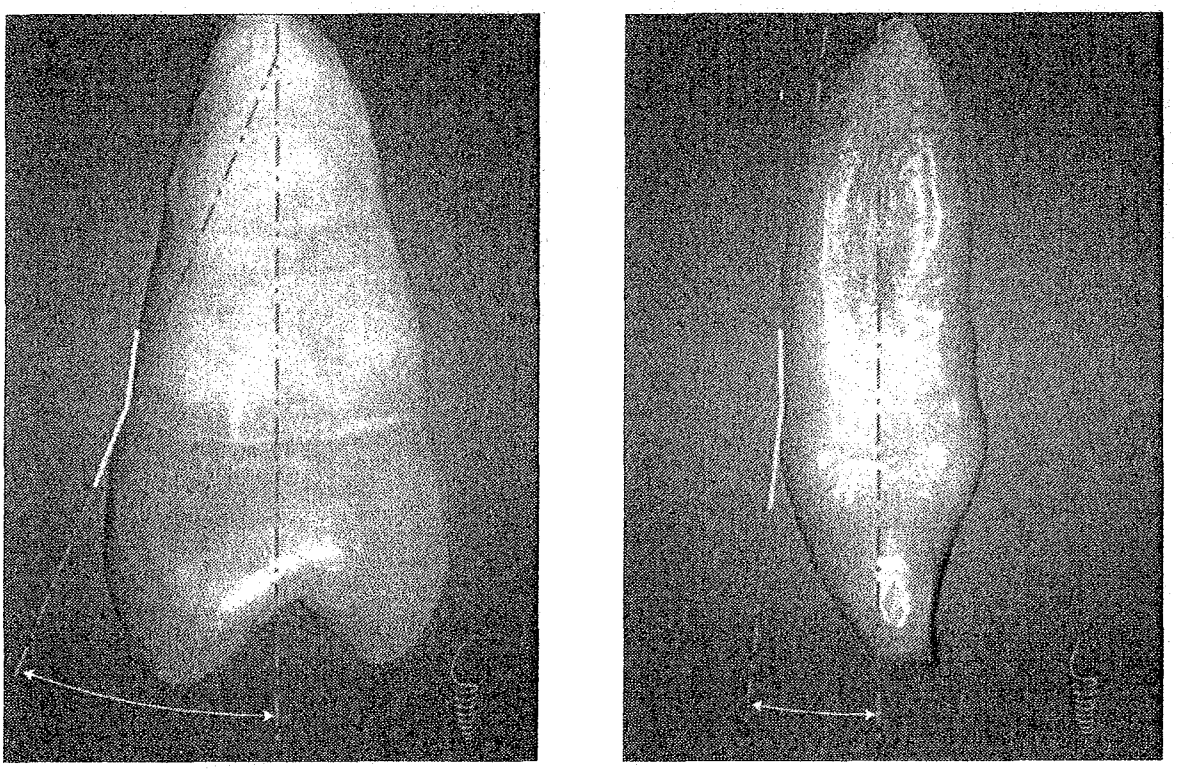

Figure 10 : Le profil d'émergence est caractérisé par l'angle d'émergence formé par le grand axe de la dent et l'inclinaison de la face vestibulaire au niveau cervical. (d'après Bennani)

1.3.2.1. Rôle d'un profil d'émergence physiologique.

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

Un profil d'émergence idéal correspond au prolongement du contour anatomique de la racine en direction coronaire, afin que la partie cervicale de la couronne prothétique soit confondue avec l'orientation de ce profil de référence.

Cette notion valable en prothèse dento-portée, ne peut être exportée au sens strict en prothèse implanto-portée. En effet le profil standardisé des implants n'est que très rarement en adéquation avec l'anatomie radiculaire d'une dent naturelle. Il en résulte un changement de direction entre fixture et pièce prothétique pour assurer un profil d'émergence physiologique.

Une restauration sur-contourée ayant une limite cervicale intrasulculaire induit, sur un parodonte fin et festonné, une inflammation gingivale (dégénérant en récession) et, sur un parodonte plat et épais, une hyperplasie et une poche parodontale.

Kay cité par Bennani décrit les contours prothétiques en distinguant, pour un profil à départ intrasulculaire, deux parties complémentaires :

-un contour cervical intrasulculaire (ou juxtagingival), jouant un rôle de soutien tissulaire sans compression.

-un contour coronaire supragingival.

Ces deux zones dépendent de la morphologie dentaire, du biotype parodontal et du niveau de l'attache épithéliale.

Kay reprend la relation d'image en miroir qui existe entre un contour vestibulaire dentaire et des tissus parodontaux de soutien. Il aboutit au profil « en aile de mouette » décrit par Amsterdam et Abrams (cités par Bennani).

Au niveau antérieur, les faces palatines auront un sous-contour cingulaire en harmonie avec le guide antérieur.

Amsterdam a modifié le tracé d'Abrams dans le cas d'un parodonte réduit en créant un contour « en double réflexion ». En sous-modelant la partie coronaire, il diminue l'aire occlusale dans le sens vestibulo-lingual.

Ce nouveau tracé satisfait :

-les exigences esthétiques par un remodelage de l'anatomie coronoradiculaire, créant une illusion d'optique, destinée à diminuer la longueur clinique de la restauration.

-les exigences parodontales par la conservation d'un profil plat dans le prolongement radiculaire, respectant le concept « en aile de mouette ».

-les exigences occlusofonctionnelles : ce tracé est favorable non-seulement pour un parodonte réduit mais aussi en implantologie, car il favorise la direction des contraintes dans l'axe de l'implant.

1.3.2.2. Faces proximales et embrasures.

Elles devront :

-favoriser l'autonettoyage et le contrôle de plaque.
-ménager les papilles interproximales en évitant toute compression à ce niveau.
-être compatibles avec une phonation correcte.
-être esthétiques, en harmonie avec les dents homologues ou collatérales.

En conséquence :

-par une préparation logique, concave ou rectiligne des lignes de transition des zones interproximales (sens horizontal).
-par la réalisation d'une double orientation compatible avec un angle d'émergence physiologique(sens vertical).
-par l'aménagement de l'espace interproximal compatible au passage d'une brossette interdentaire ou d'un fil de soie dentaire « superfloss ».
-par la gestion habile du point de contact se transformant en surface de contact plus ou moins étendue, l'aménagement interproximal correct évitera la présence de « trous noirs » inesthétiques, une phonation difficile, et un bourrage latéral lié à une stagnation alimentaire.

1.3.2.3. Spécificité de l'implant en tant que support prothétique.

Un diamètre et un positionnement tridimensionnel appropriés de l'implant constituent les bases d'un profil d'émergence adapté aux restaurations prothétiques.

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

	Implant petit		Implant moyen		Implant large	
	corps	col	corps	col	corps	col
	3,3	3,5	3,75	4,1	5	5,1
Diamètre en mm			4	4,1	5,5	5,1

Tableau 2 : Exemples de diamètres implantaires du système Brånemark, Nobel Biocare.

Le diamètre moyen mésio-distal ou vestibulo-lingual à la jonction émail-cément d'une dent naturelle varie entre 3,5 mm (incisive centrale mandibulaire) et 10 mm (molaires maxillaires), tandis que la largeur coronaire moyenne mésio-distale varie entre 5 mm (incisive centrale mandibulaire) et 10,5 mm (molaires mandibulaires).
Les écarts sont moins importants dans les groupes incisifs, canines et prémolaires (zones à vocation esthétique) ; au maxillaire, la largeur coronaire moyenne mésio-distale varie de 6,5 mm (incisive latérale) à 8,5 mm (incisive centrale) et, à la mandibule, de 5 mm (incisive centrale) à 7 mm (canine et prémolaires). Ces valeurs sont à rapprocher des différents diamètres d'implants proposés sachant que ce diamètre augmente sensiblement au niveau du col implantaire (il est à noter que le diamètre est encore augmenté par la mise en place du pilier implantaire).

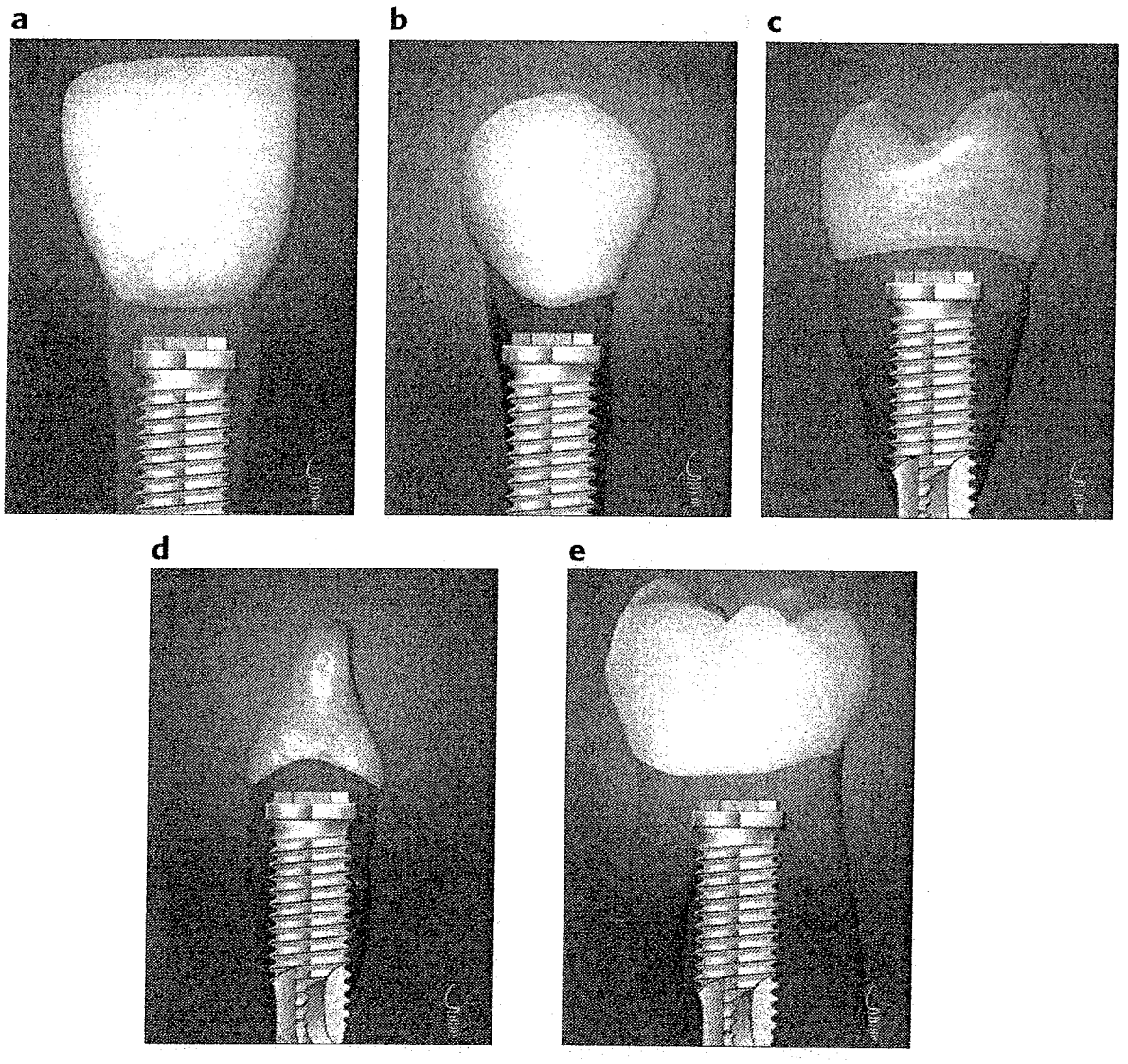

Figure 11 : Comparaison entre des implants Bränemark standards et des dents naturelles. (d'après Bennani)

1.3.2.4. Amélioration du profil d'émergence en implantologie.

L'établissement d'un profil d'émergence idéal se fait essentiellement au moyen de procédures non-chirurgicales. Néanmoins, pour qu'il soit optimal, il faut un implant placé idéalement et une épaisseur de muqueuse comprise entre 2 et 4 mm, ce qui peut nécessiter au préalable quelques aménagements chirurgicaux.

Cela peut se faire grâce à l'utilisation de vis de cicatrisation évasées ou de vis anatomiques (Daftary, 1997). La technique de la compression latérale permet, tout en restaurant la papille, d'aménager l'émergence de la restauration.

L'utilisation de prothèses transitoires pour guider la muqueuse péri-implantaire permet de définir le profil d'émergence en rapport avec une restauration esthétique et personnalisée plutôt qu'avec une vis circulaire (Zamzok, 1996). Cela est réalisable grâce à l'utilisation d'un index au premier temps chirurgical. L'index permet d'enregistrer la position de l'implant par rapport aux dents voisines et ainsi, de préparer une prothèse provisoire qui est mise en place lors du deuxième temps chirurgical. Touati (1995) préconise la détermination de la position de l'implant au premier ou au deuxième temps. Dans ce dernier cas, la prothèse provisoire est alors placée 24 ou 48 heures après le stade II.

Dans certains cas, la prothèse définitive sera placée directement, soit parce que l'esthétique n'est pas primordiale, soit parce que la prothèse provisoire n'apporterait rien de plus que la prothèse définitive à la maturation gingivale. Dans le cas d'une prothèse unitaire, il se peut que le prothésiste ait suffisamment d'informations grâce aux dents voisines pour réaliser une prothèse aux contours idéaux. La mise en place de la restauration définitive rapidement ou le jour de la mise en fonction va conditionner les tissus mous pour qu'ils se façonnent autour de cette morphologie idéale (Cobb et coll., 1999). Il est parfois possible de réaliser la mise en forme des contours gingivaux par des inlays-cores définitifs personnalisés sur lesquels reposent des restaurations provisoires (Procera® !). Cette solution permet d'obtenir, dans la plus grande partie transgingivale, le poli de surface d'une restauration définitive tout en gardant, pour la partie superficielle, les possibilités d'adaptation d'une prothèse provisoire. Cependant la maturation des tissus mous peut entraîner une modification des limites prothétiques (En 2000, Small et coll. ont montré que 80 % de sites présentent une récession et que la majorité de cette récession survient dans les trois mois). De plus, l'empreinte définitive devra être réalisée de façon classique et l'avantage des pièces usinées est alors perdu.

1.3.3. Conditions de santé parodontale.

Page et Halpern (1993) ont énoncé les quatre points fondamentaux à l'intégration parodontale de tous nos traitements, qu'ils soient prothétiques ou conservateurs : premièrement, les bords marginaux doivent être placés de façon supra-gingivale ; deuxièmement, les bords marginaux doivent être parfaitement adaptés et dimensionnés ; troisièmement, les surcontours doivent être à tout prix évités et un espace correct au niveau de l'embrasure doit être maintenu ; enfin, l'occlusion parfaitement réglée est importante aussi bien pour le confort du patient que pour la santé parodontale et plus globalement de tout l'appareil manducateur.

Limite marginale :

Une limite intra-sulculaire même réalisée parfaitement est extrêmement difficile à enregistrer lors de la phase d'empreinte (présence de fluide gingival, de saignement engendrant facilement des bulles ou des phénomènes de tirage), de plus, elle rend l'accès à l'hygiène dans cette zone quasiment impossible pour le patient (or, la limite de restauration est un facteur favorisant la rétention de plaque bactérienne). Dès que c'est possible, des limites supra-gingivales doivent être utilisées. Dans la région antérieure où l'esthétique est primordiale, on utilisera des joints céramiques et une taille juxta-gingivale.

Adaptation marginale :

La couronne la mieux adaptée ou la limite d'une restauration même la mieux réalisée, sera toujours une niche pour les micro-organismes. Les joints ouverts ou épais doivent être proscrits. L'ajustage cervical conditionne en grande partie la réussite de nos traitements par coiffe prothétique.

Forme de contour :

Elle doit être conforme à l'anatomie originale de la dent. Il faut contrôler l'absence de surcontour. En proximal, fermer un espace interproximal, outre le fait d'engendrer directement une inflammation parodontale, empêcherait un accès correct pour l'élimination de la plaque.

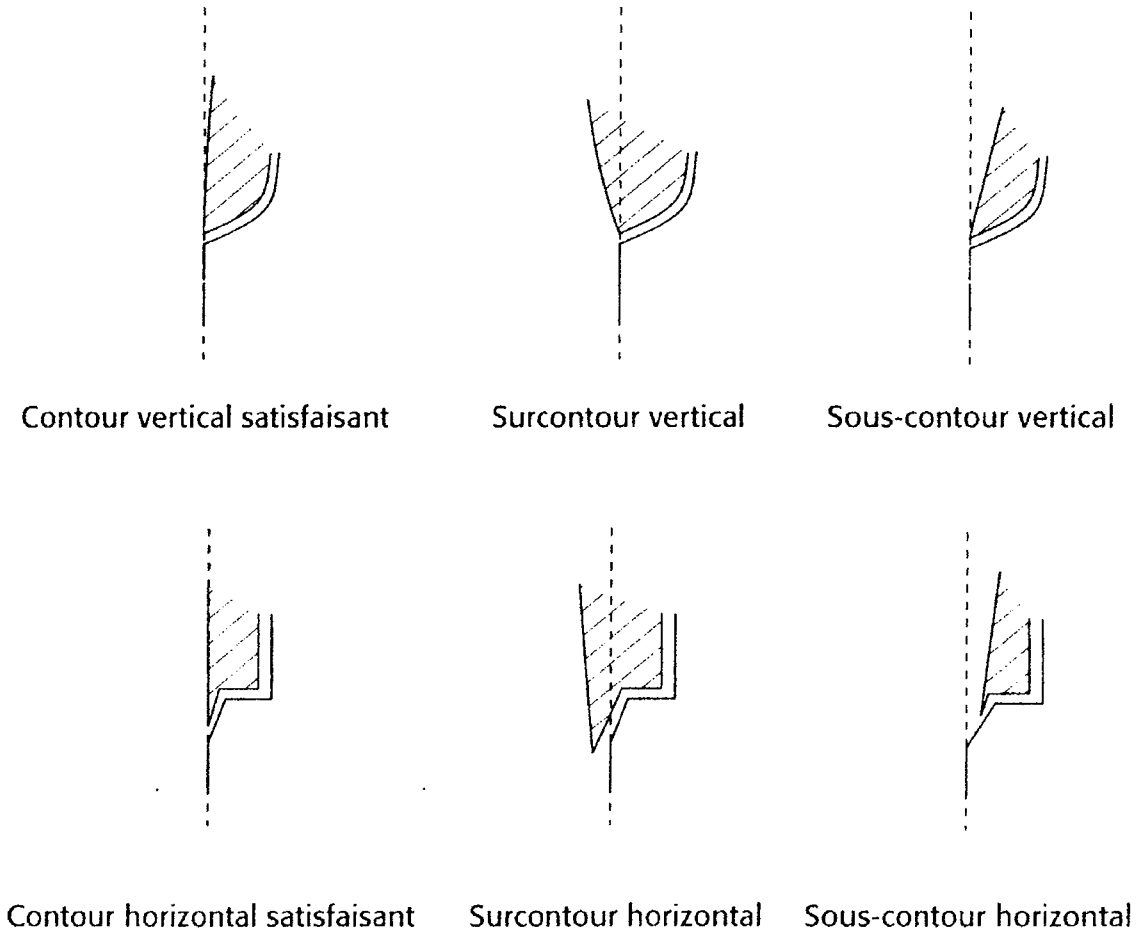

Figure 12 : Contours prothétiques et profil d'émergence. (d'après Unger)

Occlusion :

Une occlusion mal réglée lors d'une restauration prothétique ou conservatrice, contribuera à l'apparition d'un trauma occlusal : primaire sur un parodonte sain, ou secondaire su un parodonte de hauteur réduite.

Il convient de vérifier non-seulement l'occlusion en OIM mais aussi l'occlusion dynamique : en propulsion, en rétrusion et en latéralité (en veillant pour ce dernier point aux interférences non-travaillantes particulièrement destructrices pour le parodonte).

Kaqueler (1969) a décrit une triade regroupant les trois irritants prothétiques du parodonte marginal : surmodelage ou surcontour, jonctions ouvertes et rugosités.

Cela nous amène vers un facteur important d'intégration parodontale que nous n'avons pas encore évoqué : l'état de surface du matériau prothétique.

Le polissage des surfaces métalliques, ainsi que le glaçage de la céramique contribuent à l'intégration parodontale de l'élément prothétique (moins d'irritation mécanique et de rétention de plaque dentaire).

Il convient enfin, de tenir compte des facteurs liés au patient, c'est à dire le biotype parodontal :

-un parodonte épais est plus favorable à la prothèse fixée. L'os alvéolaire est épais et la hauteur de gencive attachée suffisante. Les dents plutôt carrées, se rencontrent par des zones de contact, et les papilles interdentaires sont tronquées. Il s'agit des classes I et II de Pougatch.

-un parodonte fin comporte plus de risques par rapport à la prothèse fixée. Les classes III et IV de Pougatch sont caractérisées par un os alvéolaire souvent absent du côté vestibulaire, et une gencive attachée fine, quand elle existe. Ces types parodontaux s'accompagnent de dents triangulaires qui se touchent proximalement, par l'intermédiaire de contacts ponctuels. La gencive est festonnée et les papilles interdentaires sont hautes et pyramidales surtout au niveau antérieur. Une lésion vestibulaire de l'attache épithéliale entraîne une réaction de l'ensemble de l'anneau gingival et, réciproquement, une atteinte linguale se complique d'une lésion vestibulaire secondaire. L'évolution se fait vers une récession gingivale, à la différence de ce que l'on observe sur un parodonte épais, où l'on constate généralement une inflammation hypertrophique menant à la formation d'une poche parodontale.

Sur les sujets présentant un parodonte fin, les manœuvres prothétiques doivent être menées avec prudence.

2. RAPPELS SUR LA BIOCOMPATIBILITE DES ALLIAGES DENTAIRES.

Dans le cadre de restaurations prothétiques, le praticien est amené à utiliser des alliages dentaires. Il se trouve donc confronté à une série de matériaux forts différents dans leur composition, mais aussi dans leurs propriétés et leurs indications. Ces alliages, une fois placés en bouche, vont interagir entre eux et avec le milieu buccal pour conduire à des phénomènes de corrosion, d'allergies...

Il nous paraît indispensable d'étudier succinctement la composition des alliages dentaires, afin de mieux comprendre leur comportement électrochimique endobuccal.

2.1. Les différents alliages utilisés en odontologie.

2.1.1. Définitions.

Selon Boll et Bennejeant cités par Nally (1964):
« On désigne sous le nom d'alliage tout produit présentant l'éclat métallique et renfermant un métal avec un ou plusieurs corps. Généralement ces autres corps sont des métaux, mais ils peuvent être métalloïdes, comme le carbone par exemple, ou des composés métalliques tels que des oxydes dans le cuivre rosette, des carbures dans les fontes, des sulfures dans les mattes et des phosphores dans les bronzes phosphoreux ».

Selon Campbel Smith cité par Nally :
« Un alliage consiste en un mélange de deux ou plusieurs métaux qui ont été fondus et dissous l'un en l'autre et ne pouvant plus être séparés par couche en se refroidissant ».

Selon Skinner (1971) :
« Le mélange solide obtenu, en général, par fusion de deux ou plusieurs métaux ou métalloïdes est appelé alliage. Un amalgame est un alliage d'un type spécial contenant du mercure et obtenu à froid ».

2.1.2. Structure : composants et phase d'un alliage.

Un alliage qui est la résultante de deux, trois, voire quatre composants se comportera comme un système binaire, tertiaire ou quaternaire : à l'échelle atomique, l'alliage apparaît comme une structure hétérogène.

La fusion de deux ou plusieurs métaux permet la formation de la phase liquide d'un alliage (une phase correspond à la partie homogène d'un système ; elle est séparable mécaniquement).

La solidification de cette phase liquide aboutit à la phase solide où l'alliage est homogène sur le plan macroscopique et hétérogène sur le plan microscopique.

A l'état solide, un alliage peut être constitué de plusieurs phases : leur composition et leur distribution influencent les propriétés, en particulier au niveau de la résistance à la corrosion.

On parle de solution solide lorsque au sein de l'alliage, les atomes des différents métaux se confondent dans un même réseau (structure homogène).

En odontologie, la majorité des alliages utilisés sont des solutions solides. Inversement, lorsque deux métaux ne sont que partiellement solubles, on voit apparaître des phases intermédiaires.

-Solutions solides :

Dans ces solutions, le métal qui est ajouté (soluté) va s'incorporer au réseau cristallin du métal de base (solvant). Les atomes du soluté qui sont solubilisés vont prendre soit une position de substitution (ordonnée ou désordonnée), soit une position interstitielle.

-Phases intermédiaires :

Lorsque l'on dépasse la solubilité d'un métal par rapport à un autre, il peut y avoir formation d'une nouvelle phase : phase intermédiaire de solution solide.

Dans quelques alliages, des phases intermédiaires peuvent se former : ces phases sont considérées comme des composés (composés intermétalliques). On utilise rarement ces alliages, sauf si on désire une grande résistance à l'usure et une grande dureté.

2.1.3. Alliages précieux (en odontologie prothétique).

On appelle alliage précieux, un alliage à base d'or. A partir de l'or pur, des recherches ont été réalisées pour améliorer les caractéristiques de ces alliages et en particulier leur résistance. Ces alliages sont des biomatériaux métalliques qui permettent la réalisation de pièces coulées d'une très grande finesse.

TYPE	OR	ARGENT	CUIVRE	PALLADIUM	PLATINE	ZINC
I	80,2-95,8	2,4-12	1,6-6,2	0-3,6	0-1	0-1,2
II	78-83	6,9-14,6	5,8-10,5	0-5,6	0-4,2	0-1,4
III	71-79,8	5,2-13,4	7,1-12,6	0-6,6	0-7,5	0-2
IV	62,4-71,9	8-17,4	8,6-15,4	0-10,1	0,2-8,2	0-8,7

Tableau 3 : Composition des alliages d'or dentaire à couler d'après le guide de l'American Dental Association.

Les alliages à base d'or sont composés du système or-cuivre-argent auquel s'ajoutent d'autres éléments en quantité variable. Un fort pourcentage de métaux précieux est nécessaire : classiquement, on dit qu'au moins 75% de ces constituants doivent être présents dans la composition de l'alliage, c'est-à-dire que le nombre d'atomes d'or doit être égal à celui des autres métaux moins nobles.

2.1.3.1. Propriétés physiques.

- Masse spécifique : l'or possède une densité de 19,32 et compte parmi les métaux les plus lourds.

- Conductibilité thermique : les variations thermiques sont transmises de façon rapide au sein de l'alliage précieux. Le coefficient est de 0,06 cal / cm / sec.

- Coulabilité : la précision et la facilité de leur coulée sont indiscutables.

- Retrait à la coulée : en passant de l'état liquide à l'état solide, tous les métaux se rétrécissent.

Métal	Contraction thermique linéaire du point de fusion à 25°C
Au 100%	1,76 %
Au 99%, Ag 1%	2,03 %
Au 90%, Cu 10%	1,62 %
Au 90%, Ni 10%	1,91 %

Tableau 4 : Contraction thermique de différents alliages d'or.

Les pourcentages de retrait de coulée varient en fonction de la composition de l'alliage, mais également en fonction de la forme de la pièce elle-même : plus le diamètre d'une barre métallique est grand, plus le retrait de coulée sera important. La nature et la résistance des matériaux de revêtement influencent également ce phénomène.

Métal	Retrait de coulée
Au 100 %	1,67 %
Alliage 22 carats	1,5 %
Or type I	1,56 %
Or type II	1,37 %
Or type III	1,42 %

Tableau 5 : Retrait de coulée de différents alliages précieux d'après Skinner.

2.1.3.2. Propriétés mécaniques.

TRAITEMENT		DURETE	RESISTANCE A LA TRACTION	LIMITE ELECTRIQUE	ALLONGEMENT EN %
Type I	Adouci	45-70	21-32	6--10	20-35
Type II	Adouci	80-90	32-38	14-18	20-35
Type III	Adouci	95-115	34-40	16-21	20-35
	Durci	115-165	42-57	20-41	6--20
Type IV	Adouci	130-160	42-52	24-33	4--25
	Durci	210-235	70-84	92-64	1--6

Tableau 6 : Propriétés mécaniques de différents alliages précieux.

2.1.4. Alliages non-précieux (en odontologie prothétique).

Compte-tenu du contexte économique et des contraintes mécaniques imposées par certaines de nos reconstitutions, l'industrie métallurgique a tenté d'élaborer d'autres alliages : ainsi sont apparus les alliages non-précieux : les alliages nickel-chrome et les alliages chrome-cobalt.

2.1.4.1. Nickel-Chrome.

C'est au cours des années 1960 qu'ils entrent dans le monde de la prothèse conjointe. L'apparition des procédés d'émaillage des métaux non-précieux a permis la mise en valeur de ces alliages.

Il faut noter que les impératifs actuels en prothèse fixée tendent à un respect accru des structures biologiques avec la prévention de la santé parodontale : présence d'embrasures horizontales et verticales marquées, mutilation dentino-pulpaire à minima ; ainsi l'utilisation des alliages nickel-chrome se voit justifiée par leurs propriétés mécaniques mais moins en ce qui concerne leur biocompatibilité !

On peut distinguer trois grandes classes de ces alliages :

- Les alliages nickel-chrome-fer : ils contiennent du bore, du manganèse et du silicium (Chromatit SP 20, Ducinox)
- Les alliages nickel-chrome contenant de l'aluminium, du molibdène (Gemini II, Ultratek, Wiron, Victory)
- Les alliages nickel-chrome riches en nickel et contenant du silicium et du bore (Phenix, Ceramalloy).

Alliages	Ni	Cr	Mo	Fe	C	B	Si	Al	Be	Mn
Chromatit H	le reste	23	-	10	0,1	0,2	2,25	-	-	0,75
Ceram alloy	le reste	17,2	3,7	0,06	0,02	0,35	4,3	0,02	-	-
Phenix	le reste	14,8	3,8	1	0,08	0,45	5,1	0,02	-	0,06
Gemini II	le reste	12	2	-	0,1	-	-	3	15	-
Ultratek	le reste	11,4	1,9	2	0,1	-	-	2,2	1,5	-
Ticom	le reste	16	4,5	0,4	0,02	-	0,8	2,6	0,5	-

Tableau 7 : Composition d'alliages Nickel-Chrome à usage dentaire (% en poids) d'après Degrange.

¤ Propriétés physiques

- Masse spécifique : elle est en moyenne de 8 g / cm^3, ce qui correspond à une masse deux fois plus faible que celle de l'or. Ceci implique qu'il faut fondre une quantité double pour obtenir une pression d'injection suffisante lors de la centrifugation.

- Température de fusion : elle est comprise entre 1050 et 1350 °C.

- Conductibilité thermique : elle est en moyenne de 0,03 cal / cm / sec, soit deux fois inférieure à celle des ors dentaires.

- Retrait à la coulée : au laboratoire, le matériel nécessaire au travail des alliages inoxydables nickel-chrome est plus perfectionné que celui pour le travail des ors. En effet leur point de fusion se situe aux environs de 1050 à 1350 °C : cette température est obtenue soit avec des chalumeaux à oxygaz, soit par induction, soit par arc électrique. En raison de ce point de fusion plus élevé, le retrait linéaire théorique de ces alliages est plus important que celui des ors : il st compris entre 2 et 2,3 %. En pratique, il existe un effet de paroi entre le métal en fusion et les matériaux de revêtement, ce qui diminue le retrait de coulée.

- Coulabilité : l'aptitude de ces alliages à s'étaler intimement dans un moule est fonction de la nature et de la quantité des éléments d'addition. Par des tests de coulabilité, Degrange compare la coulabilité de trois alliages appartenant chacun à l'une des grandes familles décrites précédemment, et en déduit :
    - Que le bore, le silicium et l'aluminium favorisent la coulabilité des alliages Ni-Cr.
    - Que le fer contrarie la coulabilité de l'alliage.
    - Que les coulées effectuées avec des alliages contenant du bore et du silicium présentent un aspect plus net et plus désoxydé.

  Ces tests mettent parfaitement en évidence le rôle d'éléments mineurs tels que le bore et le silicium sur les propriétés de l'alliage.

¤ **Propriétés mécaniques**

Leurs propriétés mécaniques peuvent être considérées comme supérieures à celles des alliages d'ors. Elles sont variables en fonction de la nature des alliages, mais également en fonction des traitements thermiques subis.

	Charge de rupture (daN/mm2)	Limite électrique (daN/mm2)	Elongation en %	Dureté (KMH)	Modèle d'élasticité (daN/mm2)
Brut de fonderie	75,56	65,52	2,	224	22000
Après cycle de cuisson de la céramique	64,68	58,22	2,5	265	21000

Tableau 8 : Propriétés mécaniques des alliages Ni-Cr d'après Leinfelder et O'Brien.

Le nombre et la qualité des alliages non-précieux à l'usage dentaire ne cessent de s'accroître ces dernières années, sous l'impulsion des laboratoires qui essaient de produire le matériau le plus performant.

2.1.4.2. Chrome-Cobalt.

En 1933, Venable et Stuck réalisent pour la première fois des prothèses en alliage chrome-cobalt. Ils recherchaient un alliage résistant à la corrosion : sur 1200 cas, aucune n'a pu être constatée. Depuis de nombreux alliages du même type furent fabriqués aux Etats-Unis et en Europe.

Ils sont actuellement couramment utilisés comme base de prothèse en remplacement des ors de type IV en prothèse adjointe (stellites).
Leur défaut essentiel réside dans la complexité de leur mise en œuvre au laboratoire. Leur température de fusion élevée interdit l'usage d'une flamme classique, leur dureté extrême nécessite un appareil à jet de sable pour nettoyer le travail et lui enlever sa rugosité après coulée.

Les alliages chrome-cobalt sont répertoriés sous le nom de « stellite » du fait de leur grande brillance (Stellite est une marque déposée par Ugine Carbone).

Ces alliages complexes sont constitués à partir d'une haute teneur en cobalt, en chrome et en molibdéne. Chaque élément apporte à l'alliage une caractéristique spécifique.

Alliage	Cr	Co	Ni	Mo	W	Mn	Si	Fe	C
A	21,6	43,5	20,1	7	-	3	0,35	0,25	0,05
B	30,3	59,4	1,5	5,8	0,35	0,34	0,55	0,7	-
C	22,3	29,7	30,7	3,3		0,9	1,7	40	-
D	26,2	62,6	2,3	5	1,2	0,16	0,55	1	0,25
E	27,2	51,6	2,3	5,3	-	0,8	Traces	1,6	Traces
F	35	65	-	4	-	-	-	-	-
I	26	66	-	6,1	-	-	0,4	1,6	0,3
II	24	66	-	5,1	-	-	0,6	4	0,3
III	27,3	66,7	-		5	0,4	0,2	0,05	0,3
IV	26	66	-	5,6	-	-	1	1,6	0,3
V	26	65	-	8	-	-	0,1	0,8	0,3

Tableau 9 : Composition d'alliages Cr-Co à usage dentaire d'après Skinner.

¤ **Propriétés physiques**

- Masse spécifique : elle est de 8,3 g / cm³ (de moitié inférieure à celle des ors). Ceci permet la réalisation d'infrastructure métallique dont le poids est très inférieur à celle en alliage précieux.

- Température de fusion : cette température est atteinte entre 1350 et 1400 °C. Elle est supérieure à celle des alliages précieux.

- Retrait de coulée : il est supérieur à celui des alliages précieux (corrélation avec une température de fusion supérieure).

ALLIAGE Cr-Co	RETRAIT DE COULEE EN %
Type I	2,24 %
Type II	2,23 %
Type III	2,14 %
Type IV	2,15 %
Type V	2,13 %

Tableau 10 : Retrait de coulée pour des alliages Cr-Co.

¤ **Propriétés mécaniques**

Leurs propriétés mécaniques sont fonction de la composition de l'alliage, de la température de fusion, de la vitesse de refroidissement. La dureté Vickers de ces alliages est comprise entre 275 et 350.

ALLIAGE	Charge de rupture (Kg / cm2)	Limite élastique	Module d'élasticité (Kg / cm2)	Allongement en %
A	7600	4470	1960000	3,5
B	7500	4260	2060000	3,2
C	7250	3460	1820000	2,7
D	5900	3920	1920000	6,0
E	7150	4360	2000000	1,9
F	7350	4200	2030000	1,9

Tableau 11 : Propriétés de différents alliages chrome-cobalt.

Leur module d'élasticité est supérieur à celui des alliages précieux : pour le même chassis prothétique, celui en alliage chrome-cobalt sera plus rigide que celui en alliage précieux.

Par leurs propriétés mécaniques et physiques satisfaisantes et le gain de poids qu'ils permettent, les alliages chrome-cobalt se sont imposés comme matériaux de base des prothèses amovibles à infrastructure métallique.

2.1.5. Métaux purs constituant les alliages.

Une connaissance des métaux purs rentrant dans la composition des différents alliages utilisés, apparaît indispensable afin de mieux comprendre le rôle qu'ils jouent individuellement en tant que constituant principal, ou comme élément d'addition d'un alliage, qu'il soit précieux ou non.

2.1.5.1. Métaux purs précieux.

- Or : c'est un métal de couleur jaune et brillant qui est le principal constituant des alliages précieux. C'est le métal le plus malléable et le plus ductile. Il est d'une grande stabilité chimique. Il augmente la résistance de l'alliage à la ternissure.

- Argent : c'est un métal de couleur blanche et brillant, dont l'effet est assez neutre. Il se place en seconde position après l'or pour sa malléabilité et sa ductilité. Il tend à blanchir l'alliage.

- Platine : c'est un métal de couleur gris blanc, ductile et malléable. Il a un rôle de durcisseur et de renforçateur pour les alliages d'or. Il s'avère très résistant chimiquement, et augment la résistance à la corrosion et à la ternissure. Il élève la température de fusion ce qui fait que sa teneur maximale dans les alliages précieux est de 3 à 4 %.

- Iridium : métal de couleur blanche, très dur, résistant à l'action des agents chimiques. Utilisé à une teneur de 25 % en association avec le platine pour la réalisation de tenons radiculaires.

- Palladium : métal blanc très ductile, malléable et dur. Comparable au platine, il le remplace pour des raisons économiques et de poids. C'est le principal constituant de l'or blanc.

2.1.5.2. Métaux purs non-précieux.

- Cuivre : métal couleur rouge brun, très malléable et ductile. Il augmente la résistance de la dureté d'un alliage d'or. Par contre, il diminue la

résistance à la ternissure et à la corrosion de l'alliage. Son utilisation est donc limitée dans les alliages dentaires.

- Zinc : métal blanc bleuâtre, mou et cassant. Il accélère le processus de durcissement et a une action désoxydante sur les oxydes métalliques déjà formés. De plus, il abaisse le point de fusion de l'alliage ; il est utilisé dans le cadre des soudures d'éléments prothétiques.

- Chrome : métal blanc inoxydable, il donne à l'alliage sa résistance à la ternissure et à la corrosion par son effet de passivation.

- Cobalt : métal blanc rougeâtre, il donne de la résistance, de la rigidité et de la dureté à l'alliage.

- Nickel : métal blanc grisâtre, brillant, se polissant très bien. Il est très malléable et très dur. Le nickel et le fer combinés permettent à l'alliage d'être travaillé à froid.

- Autres métaux : ils sont utilisés en faible quantité dans les alliages. Le molybdène, le tungstène, le manganèse, le silicium sont des durcisseurs. Le béryllium réduit la température de fusion.

2.2. Biomatériaux et biocompatibilité.

2.2.1. Définitions.

2.2.1.1. Biomatériaux.

On distingue sous le nom de biomatériaux, des matériaux étrangers au receveur, d'origine naturelle ou artificielle, implantés dans un organisme vivant pour restaurer la morphologie et / ou la fonction de tissus ou d'organes altérés par des traumatismes, des malformations ou des affections dégénératives. Leur principale originalité est de devoir travailler sous contrainte biologique (Muster, 1987). Lors de la conférence de la Société Européenne pour les biomatériaux en 1986, les biomatériaux ont été définis comme des matériaux non vivants utilisés dans un dispositif médical et conçus pour fonctionner avec les systèmes biologiques.

Pour Hench (1980) le matériau est un compromis dépendant de facteurs :
-physiques

-biologiques
-cliniques
-technologiques

D'après Kawahara (1983), un biomatériau doit être :
-non cytotoxique
-non irritant
-non allergène
-non carcinogène

Il doit également avoir des propriétés biomécaniques compatibles avec les propriétés physiques des tissus.
De plus, pour Muster et Champy (1978), un biomatériau doit avoir :
-une résistance élevée à la corrosion
-une excellente résistance à l'usure
-une homogénéité structurale
-une solidité suffisante
-une absence de réaction thrombogène
-un coût raisonnable

Les alliages dentaires utilisés en pratique se veulent être des biomatériaux : on passe de la notion de « matériaux » à celle de « biomatériaux ». Or il n'existe pas de biomatériau parfait, d'où l'intérêt de rechercher les plus adaptés à notre pratique.

2.2.1.2. Biocompatibilité.

Nous allons tenter de définir la notion de biocompatibilité qui a déjà été ébauchée dans la définition précédente.

Pour Hench, il s'agit de la capacité d'un matériau à pouvoir cohabiter de manière harmonieuse avec les tissus vivants de l'organisme. Tandis que Josefowicz parle de biocompatibilité générale et en donne une définition négative : « la biocompatibilité représente tout ce q'un matériau ne doit pas être (cytotoxique, allergogène, mutagène...) ».

Actuellement, la biocompatibilité se définit non plus seulement comme l'absence de réactions néfastes mais comme le contrôle des réactions de l'organisme à l'implantation d'un matériau pendant toute la durée de son contact avec lui, de telle sorte que ses réactions ne soient défavorables ni à l'organisme, ni au biomatériau (Muster, 1987).

On peut décrire la biocompatibilité comme l'absence d'interaction entre le biomatériau et les tissus. Cependant selon Comte, dans la plupart des circonstances, les matériaux et les tissus peuvent être influencés l'un par l'autre.

Les tissus vont d'abord agir sur les métaux. Les ions métalliques sont libérés par corrosion à partir du métal ou de l'alliage sous différentes formes (oxydes, hydroxydes, complexes). Ces produits obtenus sont transportés par diffusion dans l'organisme où des réactions tissulaires peuvent se produire :

-réaction « toxique » : réaction sévère et caractérisée par un « abcès stérile »

-réaction de type « capsule » : caractérisée par un tissu fibreux, dense et non vascularisé, sans cellules mortes.

-réaction « vitale » avec un tissu lâche et vascularisé, et qui est observée avec les meilleurs matériaux.

Dans le cadre des restaurations prothétiques, mais également dans celui de l'odontologie conservatrice, les praticiens ont recherché au départ des matériaux possédant des propriétés mécaniques appropriées, et n'entraînant pas dans l'immédiat des réactions biologiques importantes. A l'heure actuelle, la biocompatibilité de l'alliage dentaire qui va être utilisé est reconnu de plus en plus comme un facteur très important pour la détermination de la performance, de la sécurité et du bien-être des patients.

La biocompatibilité dépend de différents éléments : la corrosion des métaux (donc le relargage d'ions) et leurs propriétés cytotoxiques (mutagènes et/ou cancérogènes).

2.2.2. Corrosion dans le milieu buccal.

La mise en place dans la cavité buccale d'un biomatériau à but restaurateur, peut faire apparaître des phénomènes susceptibles de compromettre la réussite du traitement. Parmi ceux-ci, retenons les phénomènes de corrosion qui sont prédominants et liés à l'utilisation de métaux dans le milieu buccal qui réunit des conditions favorables. Il existe plusieurs types de corrosion : la corrosion chimique, électrochimique endo-buccale, et biologique. D'autre part, elle peut être localisée ou généralisée.

2.2.2.1. Corrosion chimique.

Selon Davidas, la corrosion chimique est une combinaison directe entre les éléments métalliques et non-métalliques (réaction avec l'oxygène, les halogènes, le soufre).

2.2.2.2. Corrosion électrochimique.

La corrosion électrochimique ou galvanisme endobuccal est la résultante de réactions d'oxydoréductions qui se réalisent en fonction de différents facteurs, et correspond à l'attaque des matériaux par les agents chimiques qui les entourent. Nous pouvons définir la corrosion de la façon suivante : c'est le résultat de l'action qu'exerce un réactif liquide ou gazeux sur un métal ou un alliage. Ces métaux ont alors tendance à retourner à leur état d'oxydation le plus stable, ce qui entraîne une détérioration de leurs propriétés.

Un phénomène de corrosion électrochimique peut apparaître lorsque deux alliages différents sont en contact : c'est le couplage galvanique. L'alliage ayant le potentiel de repos le plus bas aura tendance à se corroder (anode), alors que les alliages possédant le potentiel de repos le plus élevé ne se dégradera pas (cathode). Il est possible que le produit de corrosion de l'alliage qui se dégrade, se dépose en surface de l'alliage le plus noble, altérant ainsi la surface de ce dernier.

2.2.2.3. Corrosion biologique.

Cette corrosion fait intervenir les micro-organismes vivants, contenus dans la flore buccale ; le rôle des bactéries est difficile à quantifier et à mettre en évidence au laboratoire. Cette corrosion particulière est négligeable dans le cadre des restaurations prothétiques.

2.2.2.4. Phénomène de passivation.

La passivité est la propriété fondamentale de résistance naturelle à la corrosion qu'ont certains métaux. La passivation est la création par tous les moyens de l'état passif. Elle peut être partielle ou complète. Il peut se former une couche protectrice à la surface du matériau ce qui augmente la résistance du matériau à toute attaque ultérieure. On appelle cette couche, le couche passive. A l'exception de certains métaux nobles comme l'or, tous les métaux produisent des oxydes en présence d'oxygène contenu dans l'air.

2.2.2.5. Facteurs de corrosion.

- **Surface du métal ou de l'alliage :**
  L'état de surface est un facteur important dans l'apparition de ces phénomènes corrosifs. La surface se caractérise par sa nature chimique (les caractéristiques chimiques font intervenir le degré de pureté du métal, c'est à dire la présence ou non d'impuretés, de précipités au cours des différentes phases intermétalliques) ; par sa nature cristallographique

(type de structure, dimension des grains, degré de perfection du réseau cristallin) ; par sa nature physico-chimique (nature de la couche superficielle du métal, micro-géométrie de la surface).

- **Milieu buccal :**
  La bouche est tapissée par une muqueuse qui est lubrifiée en permanence par la salive. Dans le milieu buccal, cette salive est considérée comme l'électrolyte principal. Le phénomène de corrosion va dépendre des facteurs caractérisant le réactif et en particulier sa concentration, son pH, sa température. La salive possède une composition hétérogène, cette hétérogénéité va créer des piles localisées au niveau de l'alliage dentaire.

- **Le poly-métallisme :**
  Il correspond à la présence de plusieurs métaux ou alliages différents dans le même électrolyte : c'est la corrosion galvanique. Les alliages peuvent être en contact intime (par exemple, une couronne en alliage non-précieux est en contact direct avec un amalgame situé sur une dent voisine), être réunis par une soudure, ou être à distance l'un de l'autre. Des manifestations cliniques apparaissent le jour même ou pendant le mois qui suit l'installation du poly-métallisme. On parle alors de métallose qui est la conséquence de la corrosion galvanique. Ceci correspond à la libération de particules ionisées qui sont transportées dans les tissus voisins et y déterminent des réactions chimiques et inflammatoires. On aboutit à une altération de la structure de l'alliage et à des lésions tissulaires. Le signe objectif le plus évident au niveau de la muqueuse est une pigmentation bleuâtre ou grisâtre indélébile qui réalise un véritable tatouage gingival.

2.2.3. Allergènicité.

Tout alliage dentaire est capable de relarguer une quantité plus ou moins importante d'éléments ou sein du milieu buccal. Ces éléments relargués et le contact direct avec l'alliage peuvent être à l'origine de phénomènes allergiques constatés sur le plan clinique. Deux types d'allergies prédominent : l'hypersensibilité immédiate qui s'installe dans les premières minutes suivant le contact avec l'allergène chez l'individu sensibilisé, et l'hypersensibilité retardée qui se traduit par une réaction érythémateuse inflammatoire qui apparaît quelques jours après le contact.

Les sensibilisations aux alliages dentaires les plus fréquentes sont celles dues au chrome, au nickel et au cobalt (allergies croisées pour ces trois métaux), puis viennent celles dues aux métaux précieux. Le pouvoir sensibilisant potentiel des alliages utilisés en art dentaire doit être analysé afin de calculer le

rapport bénéfice / risque de l'alliage. Il faut tenir compte dans cette analyse des métaux purs constituants l'alliage ainsi que de leurs sels et du contact prolongé avec le milieu buccal. Il existe une différence de réactivité du même métal suivant sa forme : les oxydes de chrome sont responsables d'hypersensibilités retardées alors que le chrome métal ne l'est pas.

2.2.4. Cytotoxicité.

La cytotoxicité est une des propriétés biologiques de base la plus importante pour juger de la biocompatibilité d'un matériau. Si un matériau se révèle toxique, les autres propriétés biologiques perdent de leur importance. L'expérience « in-vitro » de Wataha consiste à mettre en contact direct des petits échantillons d'alliages avec des cellules de mammifères et de mesurer le métabolisme cellulaire après 72 heures de contact. Si l'alliage est non-toxique, la croissance cellulaire s'effectue au mieux ; par contre si l'alliage s'avère toxique, le nombre de cellules diminue proportionnellement. Ensuite les cellules subissent un traitement chimique avant d'être analysées par spectrométrie : la quantité de colorants produite est évaluée en pourcentage. Un alliage avec une valeur de100 % indique une absence de cytotoxicité, plus la valeur de ce pourcentage diminue et plus l'alliage est cytotoxique.

Une centaine d'alliages et de métaux purs ont été testés. Sur la base de ces résultats un classement en quatre groupes concernant la réponse cytotoxique a été établi :

- Le groupe A (de 90 à 100 %) contient les alliages dont la cytotoxicité apparaît comme nulle : alliages à base argent-palladium ; alliages à teneur moyenne en or.
- Le groupe B (de 70 à 89 %) contient les alliages dont la cytotoxicité est très faible voire nulle : alliages à haute teneur en or, titane.
- Le groupe C (de 45 à 69 %) présente une cytotoxicité significative qui peut présenter un risque en bouche : alliages à base nickel.
- Le groupe D (inférieur à 44 %) présent une réponse fortement cytotoxique avec un risque pour le milieu buccal : alliages à base or-cadmium ; à base or-nickel ; à base nickel ; à base cuivre.

Les alliages précieux ne causent donc pas ou très peu de cytotoxicité (groupes A et B) et peuvent être utilisés en bouche sans danger, contrairement aux alliages non-précieux (groupes C et D).

Le test in-vitro présenté semble efficace pour la mesure de la cytotoxicité, mais sa courte durée dans le temps ne permet pas de connaître l'évolution des alliages placés en bouche pour plusieurs années.

2.2.5. Mutagenèse et cancérogenèse.

La relation existante entre la mutagenèse et la cancérogenèse a conduit à la mise ne place de méthodes d'étude de la mutagenèse pour évaluer le risque cancérogène chez l'homme.

Selon le Centre International de la Recherche sur le Cancer (CIRC), les méthodes peuvent être classées en deux grandes catégories :

- **Les métaux ayant des propriétés cancérogènes démontrées ou possibles chez l'homme :**
  - Quatre métaux et leurs dérivés sont classés comme cancérogènes : le chrome sous forme de dérivés hexavalents, les dérivés du nickel, le cadmium et ses dérivés, le béryllium et ses dérivés.
  - Deux métaux ont été placés comme cancérogènes possibles : le nickel sous forme métallique et le cobalt.

Il apparaît évident que les métaux présentant des propriétés cancérogènes démontrées ou possibles doivent être éliminés des alliages à usage dentaire.
Il faut noter également que la valence des métaux est importante : le chrome trivalent n'est ni mutagène, ni cancérogène tandis que sous la forme hexavalente il a ces propriétés.

- **Les métaux non classés pour leurs propriétés cancérogènes (données de la littérature limitées) :**
  - Métaux présentant des propriétés mutagènes : l'étain sous forme divalente, le cuivre divalent, et le fer divalent. Ces trois cations agissent par des mécanismes oxydatifs qui dans des conditions physiologiques sont détoxifiés : ils ne présenteraient pas de risque en tant que composants d'un alliage dentaire.
  - Métaux ne présentant pas de propriétés mutagènes significatives : le seul métal que l'on puisse classer dans cette catégorie est le zinc qui n'existe que sous la forme divalente Zn 2+.
  - Métaux dont les données de mutagenèse sont limitées ou inexistantes : le cuivre monovalent Cu+, l'or et le platine, l'argent, le palladium, l'indium, le gallium, et le titane.

Les métaux sont susceptibles de libérer des cations qui par exposition prolongée peuvent induire l'apparition de tumeurs. Il paraît évident que les métaux pour lesquels une activité cancérogène est possible ou démontrée, doivent être écartés de la composition des alliages : c'est le cas pour le nickel, le chrome, le cadmium, le béryllium et le cobalt. Pour les autres métaux, des études doivent être entreprises pour rechercher un risque éventuel.

2.3. Le titane.

2.3.1. Introduction.

2.3.1.1. Historique.

Ce métal a été découvert en 1783 sur les côtes de Cornouailles par le révérend William Gregor dans des terrains sablonneux de couleur noire ; ce sable contenait 45 % d'une substance rougeâtre soluble dans l'acide sulfurique. Toutefois le minéralogiste ne devait pas poursuivre plus loin ses investigations et ce n'est qu'en 1795 qu'un chimiste allemand du nom de Klaproth identifie ce métal dans un minerais rouge provenant de Hongrie : le rutile. Il lui donne alors le nom de "titanium" en rappel de "titans" (dieux géants de la mythologie grecque).

Par la suite plusieurs chimistes et en particulier le Suédois Berzelius le séparèrent à l'état de sel. Ce fût l'Américain Hunter qui obtint en 1910 les premières quantités de titane presque pur en réduisant le tétrachlorure de titane par le sodium. Dès lors l'étude des propriétés du titane devait progresser rapidement et en 1940 un chimiste luxembourgeois Kroll mit au point un procédé d'élaboration industriel qui permit d'accroître rapidement la production.

2.3.1.2. Généralités.

Le titane, de symbole chimique Ti, est un élément important dans la composition de l'écorce terrestre : 0,44 %. Il se place ainsi en neuvième position après l'oxygène, le silicium, l'aluminium, le fer, le calcium, le sodium, le magnésium, le potassium.

Le titane est extrait à partir de deux minerais principaux :

- L'ilménite : c'est un mélange de deux titanates de fer ($FeTiO_3$, $FeTiO_5$) dans l'oxyde de fer (Fe_2O_3) ou magnétite qui contient environ 30 % de titane ;

- Le rutile : c'est un bioxyde naturel (TiO_2) contenant différentes impuretés métalliques comme le fer ou le manganèse. Il peut contenir jusqu'à 97 % de titane.

Son abondance en fait un matériau bon marché : les réserves mondiales en 2000 (données publiées les plus récentes) s'élevaient à 350 millions de tonnes

dont 100 en Australie, 63 en Afrique du Sud, 40 en Norvège, 31 au Canada, 30 en Inde, 13 aux USA.

Les principaux pays producteurs sont l'Australie (1100000 tonnes), l'Afrique du Sud (935000 tonnes), le Canada (760000 tonnes), les USA (300000 tonnes), l'Ukraine (286000 tonnes) et la Norvège (270000 tonnes).

Le titane est présent dans l'organisme humain. Sa principale voie d'entrée est l'alimentation ; son absorption est très faible (environ 3 %). Les concentrations les plus élevées se rencontrent au niveau des poumons, du rein et du foie : elles varient de 1,5 à 11 ppm. La plus grande partie du titane ingéré s'élimine par voie urinaire.

2.3.2. Propriétés.

2.3.2.1. Physiques.

-densité :

La densité du titane pur est assez proche de celle des alliages légers : Ti 4,51 g/cm^3
Al 2,7 g/cm^3
Cu 8,94 g/cm^3
Fe 7,86 g/cm^3

Ceci se traduit au niveau cellulaire par une diminution de poids du matériau implantaire sur les tissus environnants et élimine ainsi tout risque de surcharge au niveau osseux.

-masse volumique :

Le titane a une masse volumique faible : 4,5 g/cm^3 à 20°C. Par comparaison, la masse volumique d'un alliage Cr-Co est de 8,5 g/cm^3. A volume égal, le poids d'un élément coulé en titane est deux fois plus léger que celui de son homologue en Cr-Co ou en Ni-Cr, trois fois plus léger que celui en or.

-point de fusion :

Le titane entre en fusion à 1720 °C. Cette température est beaucoup plus élevée que celle des alliages conventionnels. Il peut donc être stérilisé sans risque à 300 °C dans un stérilisateur à billes de verre et permettre ainsi une destruction totale des bactéries et des virus.

-dureté Vickers :

Elle est comprise entre 60 et 130 HVN, ce qui est comparable aux alliages précieux et non-précieux en Ni-Cr, mais inférieur aux alliages Cr-Co. Par contre, l'alliage de titane TA6V4 a une dureté de 350 HVN qui est similaire à celle des alliages Cr-Co (Wang et Fenton, 1996).

-rigidité du titane :

Elle est assez faible avec un module de Young de 100 GPa qui est comparable aux alliages d'or, mais inférieure de moitié à celui des alliages non-précieux. Cette souplesse relative va entraîner un surdimensionnement des pièces prothétiques pour éviter toute déformation sous l'effet des forces de mastication.

-le titane est totalement amagnétique :

Les prothèses réalisées en titane sont compatibles avec les examens faciaux par scanner ou imagerie à résonance magnétique.

-le titane possède une mouillabilité élevée due à l'énergie libre présente en surface du métal. Cette mouillabilité varie de 15,47 à 25,5 dynes/cm en fonction de l'état de surface.

-radio transparence :

Le titane est le seul métal que l'on puisse radiographier : ceci permet la visualisation de pièces prothétiques coulées avec la présence d'éventuelles porosités dues aux inclusions gazeuses. La présence de titane n'altère pas les examens radiographiques, permettant ainsi d'apprécier mieux les examens médicaux.

-conductibilité thermique :

Le titane, comme tous les autres métaux, présente une conductibilité thermique : elle est très inférieure à celle des matériaux conventionnels (c'est la valeur la plus basse pour les métaux purs). Cette propriété est intéressante en prothèse conjointe quand il s'agit de réaliser une couronne sur dent vivante très réceptrice aux stimuli thermiques.

	Conductibilité thermique (Wm-1.K-1)
Titane	22
Cobalt	71
Nickel	92
Or	297

Tableau 12 : Comparaison de la conductibilité thermique de plusieurs métaux.

-conductibilité électrique :

Le coefficient de résistivité électrique du titane est de 48,2 µΩ/cm à une température de 20 °C, ce qui est faible par rapport aux autres métaux (le Cu a un coefficient de résistivité électrique 28 fois inférieure).

-coefficient de dilatation thermique linéaire :

Il est moyen et sa valeur est de 8,35.10-6/°C. Le titane se rapproche le plus du coefficient de dilatation thermique de la dent.

-électronégativité du titane :

Elle est de 1,5.

	Titane "pur"	Alliage Ni-Cr	Alliage Cr-Co
Limite élastique à 0,12 % (MPa)	750	255-730	495-960
Limite de rupture (MPa)	800	400-1000	640-825
Module d'élasticité (GPa)	88-110	150-210	186-228
Allongement en %	10	8-20	1,5-10
Dureté Vickers en HVN	60-130	210-380	300-380
Température de fusion	1720 °C	1250-1275 °C	1230-1400 °C
Masse volumique	4,5 g/cm3	8-8,5 g/cm3	7,8-8,4 g/cm3
Coefficient de dilatation thermique	8,8.10-6 / °C	15-17.10-6 / °C	13.10-6 / °C

Tableau 13 : Comparaison des propriétés physiques du titane et des alliages dentaires non-précieux d'après Meyer et Degrange.

2.3.2.2. Chimiques.

-structure chimique :

Le titane présente une structure cristalline de type hexagonale compacte à température ambiante.

-transformation allotropique :

A la température de 882,5 °C, le titane augmente de volume. Cela s'explique par une modification de son réseau cristallin : en atteignant cette température, il passe de la phase alpha (hexagonale compacte) à la phase bêta (maille cubique à face centrée).
C'est ce qui impose la cuisson de matériau cosmétique sur les chapes en titane à une température inférieure à 882,5 °C ; d'où l'apparition des céramiques basse-fusion.

-isotopes :

On distingue 5 isotopes naturels : le plus fréquent est celui avec une masse atomique de 48 (73,8 %), puis 46 (8 %), 47 (7,3 %), 49 (5,5 %) et enfin 50 (5,4 %).

-passivation du titane :

A l'air libre, le titane se recouvre spontanément et instantanément d'une couche d'oxydes de titane. Cette couche est adhérente, protectrice et confère au métal son intérêt sur le plan biologique.

-action bactériostatique du titane :

La plaque dentaire ne semble pas se déposer à sa surface. Plusieurs études démontrent un certain pouvoir bactériostatique du titane. Selon Huska (1991), cette action bactériostatique serait due à la présence de la couche de passivation.

2.3.3. Le titane et ses alliages.

Dans les premiers stades de son utilisation, le titane a été utilisé de façon pure. Puis pour augmenter ses propriétés mécaniques, d'autres éléments d'addition ont été rajoutés : il existe actuellement plusieurs centaines d'alliages de titane qui sont utilisés dans des domaines variés.

2.3.3.1. Le titane pur ou non-allié.

D'après Wang et Fenton (1996), le titane considéré comme commercialement pur est composé de :

-titane à 99,75 %
-fer à 0,05 %
-oxygène à 0,10 %
-azote à 0,03 %
-carbone à 0,05 %
-hydrogène à 0,012 %

Les éléments que l'on retrouve en très faible pourcentage correspondent à des éléments d'incorporation lors de la coulée du titane. Ils représentent au maximum 0,5 %.

2.3.3.2. Les alliages de titane.

Classiquement, il existe trois types d'alliages de titane :

-les alliages phase alpha dont les plus connus sont le TA5E, le Ti685, le TA8DV :

L'élément stabilisateur alpha le plus utilisé est l'aluminium qui augmente la résistance à la rupture de ces alliages : sa teneur doit être limitée à 8 %, sinon il y a un risque de fragilisation de l'alliage.

Les principales caractéristiques des alliages alpha sont :

- résistance à la rupture accrue dans un domaine de températures compris entre 350 et 500 °C,
- bonne résistance au fluage (c'est à dire déformation du matériau sous charge constante à température élevée en fonction du temps).
- Bonne soudabilité.

Leur principal reproche est leur sensibilité à la corrosion sous tension.

-les alliages phase bêta : le TV13CA, le Ti8Mn :

Ces alliages sont peu utilisés car ils sont fragiles, du fait de leur structure cubique centrée, à des températures inférieures à –60 °C et métallurgiquement instables pour des températures supérieures à 350 °C.
Leur principal intérêt est d'être très ductiles à l'état trempé et de pouvoir atteindre une résistance élevée par revenu.

-les alliages phase alpha-bêta : le TA6V, le TA6VE :

Ils possèdent des caractéristiques intermédiaires entre les alliages des deux familles précédentes. Ils sont aptes aux traitements thermiques et présentent une bonne stabilité à chaud (jusqu'à des températures de 450 °C). En revanche, ils sont mois résistants au fluage que les alliages alpha et plus difficiles à souder.
« Ce sont actuellement les alliages de titane susceptibles de présenter la résistance mécanique la plus élevée pour les utilisations pratiques ».

Chacun de ces alliages se caractérise surtout par ses propriétés mécaniques et physiques. La composition des alliages de titane est généralement la suivante :

- titane : 88,7 à 98,8 %

- fer : 0,5 à 3 %
- aluminium : 5,5 à 6,7 %
- vanadium : 3,5 à 4,5 %

On peut y trouver différents éléments stabilisants tels que l'étain, l'indium, le gallium, le zirconium, le cuivre pour la phase alpha ; le tantale, le niobium, le chrome, le bismuth, le manganèse, le plomb et le cuivre pour la phase bêta.

2.3.4. Utilisation en odontologie.

Le titane par ses propriétés mécaniques, son excellente résistance à la corrosion, son innocuité vis-à-vis des tissus vivants trouve des applications dans de nombreux secteurs : aérospatial, marine, automobile, armement, énergie atomique, industrie chimique, galvanoplastie...

Dans le domaine chirurgical, on peut citer les prothèses valvulaires cardiaques, toutes les prothèses orthopédiques : hanche...

Ces dernières années, l'emploi du titane en odontologie sous forme « pure » ou alliée s'est développé très rapidement !

-l'endodontie avec l'apparition d'instruments en alliage élastique à base Ni-Ti où la présence du nickel est en proportion variable selon l'élasticité recherchée.

-l'orthodontie pour les arcs à mémoire (fils TMA développés par Burstone en 1980 ; fils Ni-Ti depuis 1971) et les brackets.

-l'odontologie conservatrice avec des tenons radiculaires.

-la parodontologie avec des membranes laminées et micro-perforées en titane utilisées dans le cadre de la ROG et la RTG (mais abandonnées depuis). On utilise toujours le titane en renfort de membranes en téflon non résorbable.

-l'implantologie pour la confection d'implants dentaires : l'alliage TA6V4 est le plus employé (il est composé de 90 % de titane, 6 % d'aluminium, et 4 % de vanadium). Il existe également des implants en titane pur notamment dans le système Bränemark.

-la prothèse dentaire conjointe :

Les applications sont variées et interviennent à différents stades de la fabrication des coiffes prothétiques : inlay-cores, couronnes coulées, bridges coulés en titane. Mais aussi les techniques d'usinage de chapes en titane recouvertes d'éléments cosmétiques (céramique basse-fusion), de couronnes complètes ou même depuis peu d'armature de bridge complet !

En effet le système "All-in-One"™ proposé récemment par Nobel Biocare permet la réalisation de l'armature par usinage numérique d'un bloc de titane après lecture optique du waxing. Cette armature, après essayage en bouche et recouvrement cosmétique, est ensuite trans-vissée directement sur les implants Bränemark, offrant ainsi une unité métallique entre toutes les pièces implanto-prothétiques.

-la prothèse dentaire adjointe :

Actuellement, les prothèses amovibles définitives sont généralement réalisées en alliage chrome-cobalt pour leur partie infrastructure. Ces alliages Cr-Co sont intéressants sur le plan de la rigidité, de la dureté Vickers et de la température de fusion, mais ils ne sont pas comme nous l'avons vu, sans poser de problèmes allergiques et de cancérogenèse. Le titane constitue donc un matériau de choix en prothèse adjointe totale pour la plaque base (légèreté !) ainsi qu'en prothèse partielle. Il convient néanmoins de surdimensionner certaines pièces en raison de la rigidité du titane deux fois inférieure à celle des alliages Cr-Co (les crochets, les potences et la plaque base) ; malgré cela, le gain de poids apparaît substantiel (environ 10 %) .

2.3.5. Biocompatibilité du titane.

Comme nous l'avons vu précédemment, la biocompatibilité d'un matériau dépend en partie de sa résistance à la corrosion. En effet, plus un matériau est stable dans un milieu donné, moins celui-ci a tendance à relarguer des produits de corrosion qui sont responsables de la plus ou moins grande toxicité.

2.3.5.1. Corrosion.

Pour de nombreux auteurs le titane est un matériau très résistant aux attaques par les milieux liquides, car il est passivé à l'air libre et instantanément par une fine couche d'oxydes très tenace et très protectrice. Cette couche est relativement épaisse, environ 50 à 200 Å. Elle est formée de plusieurs oxydes stables dont le TiO_2, le TiO_3 et le TiO_4 (Bränemark, 1983).

Marc Bert estime que par cette passivation, le titane présente la meilleure résistance à la corrosion.

Pour Bränemark, « l'oxyde de titane est particulièrement résistant aux agressions chimiques, ce qui en fait un des métaux les plus résistants à la corrosion ».

Enfin Williams conclut que « le titane est un des matériaux les plus résistants à la corrosion ».

Akoun a montré qu le titane était le métal résistant le mieux à la corrosion électrochimique, son palier de passivation est en effet très large : -0,6 à 1,3 V. L'état de surface des échantillons a été examiné au microscope électronique à balayage et on n'a observé aucune trace d'attaque au niveau des éléments en titane.

- Corrosion localisée :

Elle s'exerce surtout par piqûres et par crevasses au niveau de zones confinées où l'acidité salivaire augmente avec le temps. Ceci peut entraîner une dissolution de la couche passive du matériau et provoquer une accélération du processus de corrosion.

Il est intéressant de savoir comment le titane se comporte par rapport aux autres alliages :

-les alliages non-précieux sont à éviter car certains d'entre eux sont susceptibles de se piqûrer.

-la corrosion par crevasse concerne avant tout les alliages non-précieux. Le risque demeure faible pour les alliages précieux.

-le titane possède un potentiel de corrosion par crevasse supérieur à celui des différents métaux conventionnels : c'est un facteur de sécurité important.

-le titane apparaît comme un matériau intéressant sur le plan corrosif. Son utilisation en prothèse dentaire sous forme pure évite l'hétérogénéité métallurgique qui est source de corrosion.

- Corrosion galvanique :

Celle-ci peut survenir quand deux métaux ou deux alliages de nature différente, placés dans un électrolyte (ici la salive), se trouvent en contact électrique. Il est important de savoir si l'introduction du titane en bouche peut conduire à des phénomènes galvaniques en présence d'alliages conventionnels.

Zurcher a mis en évidence dans une étude très complète, les très faibles courants galvaniques engendrés par le couplage titane / alliages conventionnels. Le titane présente un comportement similaire à celui des alliages précieux sur le plan galvanique.

D'après Gelas, le titane n'est pas soumis à la corrosion galvanique car il est le plus souvent en position protégée (cathode), il peut donc être utilisé en

bouche malgré la présence d'autres alliages. Par contre pour Brown, le titane n'est pas à l'abri de la corrosion sous tension (c'est l'action conjuguée d'un milieu corrosif et d'une sollicitation mécanique).

- Corrosion en présence de fluorures :

Selon certains auteurs, l'excès de pâtes dentifrices fluorées pourraient altérer la couche passive du titane présente en surface. Les expériences de Wang et Fenton montrent que l'emploi d'un dentifrice au fluor aminé n'engendre pas de dégradations notables sur un élément en titane après un brossage simulé de six années.

Une autre étude similaire dirigée par Siirila et Kononen (1991), nous confirme que l'utilisation de gels ou de vernis fluorés n'entraîne pas de détérioration au niveau du titane mais le mécanisme d'érosion semble lié à un brossage incorrect.

Par contre, Reclaru et Meyer (1995) ont montré que le titane en présence de fluorure et d'un pH acide libérait des éléments, et ceci en quantité croissante au fur et à mesure que le pH diminuait. Les fluorures ont une action sur la couche d'oxydes de titane, mais ceci à un pH très acide non rencontré dans le milieu buccal.

En conclusion, un grand nombre d'auteurs s'accordent pour considérer le titane comme matériau le plus résistant à la corrosion, grâce à la haute stabilité de son oxyde, qui détermine les propriétés chimiques d'un implant en titane et par conséquent la chimie de l'interface entre l'implant et le tissu vivant. C'est pourquoi le titane est considéré comme « un matériau composite pour lequel on a à la fois les propriétés mécaniques d'un métal et les propriétés chimiques avantageuses de l'oxyde ».(Kasemo, 1983).

2.3.5.2. Allergènicité.

Selon Bert, les oxydes de titane sont parmi les plus stables et les plus résistants à la corrosion, mais malgré tout il existerait une légère diffusion ionique lorsque celui-ci est placé en bouche. Qui dit libération d'ions, dit également possibilité de réaction allergique pour le patient : le titane comme tous les autres métaux est un élément allergène.

Selon certains auteurs (Kononen, 1995), les allergies dues au titane représenteraient un pourcentage de 2,43 % de la population à risque : le titane est le métal qui provoque le moins d'allergies au sein de la population.

Nous avons vu que certains métaux tels que le nickel et le palladium sous forme de chlorures entraînaient des sensibilisations. Sachant que ceux-ci se retrouvent dans la composition d'alliages, il semble dons intéressant d'utiliser le titane comme alternative à l'emploi d'autres métaux.

Actuellement, aucun cas de sensibilisation au titane en rapport avec une restauration prothétique n'a encore été décrite.

On peut donc dire que le titane pur présente une grande sécurité par rapport aux autres métaux sur le plan allergologique à la vue du peu de publication le concernant. C'est un matériau intéressant sur ce plan en prothèse dentaire, toutefois le praticien doit rester vigilant : ce n'est qu'après des tests en clinique qu'il peut utiliser sans risque un métal ou un alliage chez ses patients dits à risque.

2.3.5.3. Cytotoxicité.

Le titane est un métal au potentiel allergène faible. Il est intéressant de savoir également s'il présente une activité toxique cellulaire : la cytotoxicité est une propriété biologique importante pour envisager l'utilisation d'un matériau en bouche.

Wataha et coll. (1995) ont étudié les phénomènes cytotoxiques liés aux métaux et alliages dentaires. La figure suivante montre la place du titane « pur » par rapport aux autres métaux et alliages de ce test.

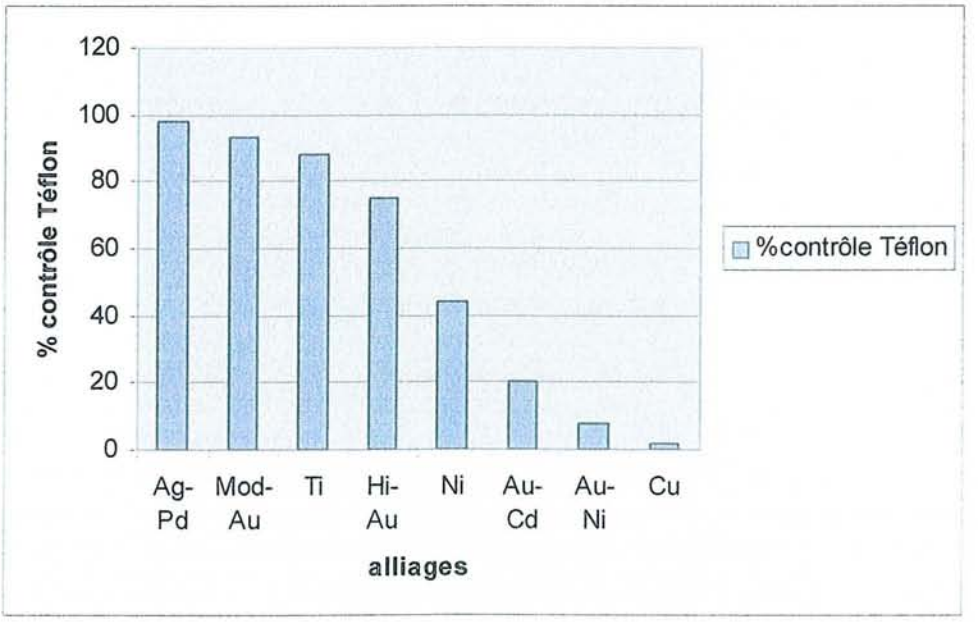

Figure 13 : Cytotoxicité d'alliages et de métaux d'après Wataha.

Le titane se place dans le groupe B, c'est à dire qu'il possède une cytotoxicité très faible voire nulle : il obtient un pourcentage de 88 % du contrôle Téflon®, ce qui le place parmi les meilleurs matériaux. Selon l'auteur, le titane provoquerait une légère suppression de l'activité cellulaire, mais la courte durée de ce test (72 heures) ne nous permet pas de connaître l'évolution de ces résultats dans le temps.

Rae (1978) étudie les effets de différentes particules métalliques sur les cellules : il montre que le nickel, le cobalt sont toxiques, par contre le titane ne présente aucun effet toxique.
Avec une concentration tissulaire locale de titane supérieure à 2000 ppm, Toth et coll. ne constatent aucune atteinte toxique des tissus mais seulement des changements de couleur.

D'après B. Mania, « le titane ne présente pas la meilleure viabilité cellulaire des matériaux » notamment face aux alliages précieux et « nous pouvons dire qu'au contact du titane les cellules épithéliales migrent peu et se multiplient peu ».

Comment se fait-il que le titane, qui apparemment ne présente pas de propriétés révolutionnaires en cytocompatibilité, soit autant employé en médecine orthopédique, en implantologie dentaire ?
La réponse doit sûrement se trouver à nouveau dans la couche d'oxydes protectrice.

Selon Albrektsson et coll. (1983), la couche passive du titane empêche un contact direct entre le métal pur et les molécules biologiques lors de la pose d'un implant dentaire.
Bränemark fut le premier à décrire une interface os-titane directe. Il inventa la notion d'ostéo-intégration pour décrire la formation d'os au contact d'implants en titane. Il démontra ainsi que le contact os-titane pouvait se maintenir plusieurs décennies au niveau d'implants porteurs de charges situés dans l'os maxillaire.

Pour Kasemo (1983), l'épaisseur de la couche d'oxydes croit beaucoup plus vite dans l'os qu'à l'air libre. Ceci est du à une diffusion d'ions titane en dehors de la surface oxydée qui est suivie d'une oxydation, ou à une diffusion d'oxygène de la surface de l'oxyde à l'interface titane-oxydes. Une surface métallique oxydée offre un large éventail de forces de liaisons chimiques.

Les travaux en implantologie semblent montrer la bonne cytocompatibilité du titane qui est obtenue grâce à la couche d'oxydes recouvrant le matériau. Ceci nous prouve l'importance des propriétés de surface

des matériaux utilisés au cabinet dentaire. L'absence de réaction inflammatoire du tissu conjonctif ou épithélial ainsi que l'absence d'interférences avec les systèmes enzymatiques de l'hôte sont déterminantes dans le choix d'un matériau actuel.

2.3.5.4. Cancérogènicité.

Quand il est injecté par voie intramusculaire, le titane en poudre peut induire chez le rat des fibrosarcomes et des lymphosarcomes. Mais rien n'indique que le titane soit cancérigène pour l'homme (Toth et coll., 1985). En effet, on ne trouve aucun rapport dans la littérature sur l'apparition d'une tumeur primitive avec un implant dentaire en titane.

En fait, la rareté des données relatives à la toxicité du titane du titane, tant en expérimentation qu'en milieu professionnel et applications cliniques, constitue un argument en faveur du bon comportement biologique de ce métal.

2.4. Les céramiques.

On peut définir les céramiques comme des matériaux inorganiques non métalliques, mis en forme à haute température, à partir d'une poudre dont la consolidation fait appel à un frittage.

2.4.1. Introduction.

Les céramiques traditionnelles utilisaient comme matière première :

- **Les argiles**, qui proviennent des transformations des feldspaths et des micas des roches cristallines.
- **Les feldspaths**, dont la température de fusion relativement basse, permettent de lier les différents composants des céramiques. Les feldspaths apportent également des oxydes alcalins, en particulier sodiques et potassiques, qui permettent de contrôler la viscosité et la résistance à haute température du matériau.
- **Le quartz**, qui permet de modifier la plasticité et le comportement des argiles à la cuisson. Il a cependant pour rôle essentiel de renforcer mécaniquement les pièces.

La mise en œuvre des céramiques traditionnelles nécessite :
-un séchage
-une cuisson (en résulte le biscuit)

-un émaillage ou un glaçage

Les céramiques modernes font de plus en plus appel à des composés qui ne comportent plus d'éléments argileux, et sont pré-élaborés, contrairement aux céramiques traditionnelles, dont les composants existent à l'état naturel.

On utilise des oxydes, des borures, des fluorures, des nitrures, des carbures, appelés néo-céramiques. Les néo-céramiques sont classées en :

- **Réfractaires électro-fondus**, dans des fours électriques à très haute température, caractérisés par :

Leur faible porosité
Leur faible fluage à haute température
Leur résistance chimique et à l'abrasion
Leur haute réfractarité (ils résistent à des températures supérieures à 1770 °C).
On utilise par exemple des mélanges d'alumine (Al2O3) et d'oxyde de chrome (Cr2O3), d'alumine et de zircon (silicate de zirconium).

- **Céramiques d'oxydes** comme par exemple :

La silice vitreuse
L'alumine, très réfractaire et de bonne résistance mécanique
Le zircon qui présente en plus, une forte résistance chimique
Ces éléments se retrouvent dans les opaques utilisés en odontologie prothétique.

2.4.2. Historique.

La porcelaine était connue des chinois en 50 avant J-C. En art dentaire, sa première utilisation date de 1774, date à laquelle le pharmacien Duchateaux, désireux de remplacer sa prothèse en ivoire par une prothèse en porcelaine, fait appel au céramiste Dubois de Chément pour la réaliser. La fabrication de dents artificielles remonte à 1838 (SS White, USA). Land, de Détroit met au point la couronne Jacket en 1889. Les prothèses céramo-métalliques font leur apparition en 1950 sur alliages précieux et, en 1970, sur alliages non-précieux. Les années 1980 marquent l'apparition des vitrocéramiques sur le marché dentaire.

2.4.3. Composition minéralogique.

Les céramiques dentaires comprennent comme éléments de base ceux des céramiques traditionnelles : feldspaths et quartz. Les argiles, par contre, ne sont pratiquement plus utilisées.
On trouve par ailleurs, des néocéramiques : alumine (Al_2O_3) et bioxyde de zirconium (ZrO_2).

- **Quartz** : constitue la charpente cristalline ou si l'on préfère, la charge, du produit fini : il lui donne sa résistance. Sa température de fusion est élevée : 1700 °C.
- **Kaolin (ou argile)** : joue un triple rôle : agent de modelage, opacifiant, elle donne par ailleurs de la rigidité au produit fini. Sa disparition des formules modernes, fait qu'il ne s'agit plus de porcelaines, mais de verres feldspathiques chargés de quartz.
- **Feldspaths et feldspathoïdes** : les feldspaths sont des aluminosilicates. Les feldspathoïdes comme la leucite, sont moins riches en silice. La leucite est un composant important des opaques céramiques destinés à l'émaillage des métaux, par suite de sa forte dilatation entre 0 et 625 °C, permettant de mettre en accord les coefficients de dilatation thermiques de la céramique et des alliages.
  Ils ont pour rôle d'abaisser la température de cuisson des céramiques, de servir de flux ; de leur structure vitreuse dépend aussi la translucidité du produit fini.
- **Colorants métalliques, oxydes, aluminates, phosphates** : ils permettent d'obtenir les teintes désirées :
  -Titane ou bioxyde de titane, ou oxyde de vanadium pour le jaune.
  -Phosphate de fer ou oxyde de nickel pour le gris.
  -Aluminate de cobalt pour le bleu.
  -Oxyde ferrique pour le marron.
  -Argent pour l'orange.
  -Oxyde chrome pour le vert.

2.4.4. Composition chimique.

La silice (52 à 61 %) est caractérisée par une température de fusion élevée, une résistance chimique remarquable, un faible coefficient de dilatation thermique et une viscosité élevées à haute température, s'opposant à la dévitrification.

L'alumine (11,5 à 15 %) présente une résistance mécanique élevée. Sa très haute viscosité s'oppose également à la dévitrification.

Les alcalins et alcalinoterreux (14 à 17,5 %) interviennent en sens contraire de la silice et de l'alumine ; leur résistance chimique et mécanique est faible, mais ils permettent d'abaisser la température de cuisson. Ils jouent un rôle dévitrifiant.

Les néocéramiques (6 à 15 %) sont retrouvées dans la phase cristalline des opaques. Elles servent d'opacifiant et renforcent les qualités mécaniques du matériau.

Les fondants (3 à 25 %) : l'anhydride borique (B2O3) agit comme flux, sans diminuer la résistance chimique, à la différence des alcalins. De plus le bore est vitrifiant.

On trouve également des carbonates, de l'oxyde de zinc.

Les agents fluorescents : oxyde de cérium, de praséodyme, de dysprosium, de samarium, dont la radioactivité est pratiquement nulle.

2.4.5. Classification des céramiques..

2.4.5.1. En fonction de leur température de fusion.

On distingue classiquement les céramiques à haute, moyenne et basse fusion, qui se distinguent entre elles par la proportion relative de kaolin, de feldspath et de quartz, entrant dans leur composition.
Les céramiques à moyenne et basse fusion comportent des proportions croissantes de fondants, borax et carbonates divers.
Le développement des techniques modernes a, toutefois, donné lieu à la mise au point de produits beaucoup plus élaborés.

2.4.5.2. Evolution des céramiques modernes.

- Les céramiques dites sous-vide :
  Elles présentent de tels avantages qu'elles sont désormais seules utilisées : finesse du grain, diminution de la porosité, possibilités de retouche à la meule, translucidité accrue, facilité de manipulation.

- Les céramiques alumineuses :
  Elles contiennent dans l'opaque une néocéramique : le corindon ou alumine α : de dureté 9 dans l'échelle de Mohs, de résistance mécanique élevée, de coefficient de dilatation thermique faible, de température de fusion très élevée (2050 °C).

Leurs avantages sont ceux-ci : soutien mécanique de l'opaque, résistance mécanique augmentée, fissures bloquées par les cristaux d'alumine, esthétique correcte. La dureté de ces céramiques est multipliée par quatre par rapport aux céramiques classiques.

- Les céramiques pour émaillage des alliages métalliques :
  Elles seront évoquées rapidement puisqu'elles ne nous intéressent pas dans le cadre des coiffes Procera® sans métal !
  Elles doivent satisfaire à un quadruple impératif : température de cuisson compatible avec la température de fusion des alliages en particulier précieux, opacité suffisante pour masquer l'infrastructure métallique, accord du coefficient de dilatation thermique avec celui des alliages, adhérence ç l'infrastructure métallique.

- Les nouvelles céramiques :
  De nouvelles céramiques ont été proposées à la profession ces dernières années, destinées à la réalisation d'infrastructure non-métalliques, ou de facettes céramiques :

  -*Céramiques injectées et frittées* (procédés Cerestore et All Ceram) :
  composées à 60,5 % d'alumine, 8,5 % d'oxyde de magnésium et 13 % de verre de baryum.

  -*Céramiques coulées en barbotine ou slip-casting* (il s'agit du procédé In-Ceram : M. SADOUN, 1985) :
  constituées à 85 % d'alumine en poids.

  -*Céramiques pâteuses à haute teneur en alumine* (procédé Hi-Ceram)

  -*Alumine pure (> 99,5 %) frittée de très haute densité* (procédé Procera) : fabrication industrielle sous vide et très haute pression, la pièce ne peut être qu'usinée et non pas modelée comme dans les procédés précédents.

- Vitrocéramiques :
  Elles se définissent comme des matériaux inorganiques, non métalliques, obtenus par vitrification contrôlée d'objets en verre préformés. Les procédés Dicor et Cerapearl sont les plus connus. Ces céramiques aux propriétés étonnantes posent de gros problèmes de teinte (totalement translucides !) qui doit être obtenue en jouant sur le ciment de scellement sous-jacent.

2.4.6. Propriétés physico-chimiques et mécaniques.

La céramique se présente sous la forme d'un matériau dur, rugueux, s'il n'a pas subi de glaçage, brillant dans le cas inverse.

Sa composition chimique et minéralogique n'est pas modifiée durant la cuisson dont l'effet est seulement de faire fluer la phase feldspathique et d'assurer sa liaison chimique avec la phase cristalline. Les défauts du matériau : fissures et porosités, expliquent sa fragilité.

- Résistance à la rupture :
  Elle est directement fonction de la mise en œuvre, lors de la condensation, de la cuisson et du glaçage.
  La fragilité du matériau est bien connue ; le domaine élastique est très réduit et la rupture intervient sous forme de fracture fragile, sans déformation plastique : les liaisons, en partie ioniques et en partie covalentes, caractéristiques des céramiques, n'autorisent en effet aucun glissement.

- Module d'élasticité :
  Il est un peu inférieur à celui de l'émail humain : 60 à 70 GPa, pour 70 à 90 GPa pour ce dernier.
  Le module d'élasticité des alliages précieux, à peine supérieur (90 GPa), entraîne des contraintes de flexion au niveau des reconstitutions céramo-métalliques de grande portée, avec des risques de fracture de la céramique ; avec les alliages semi-précieux et les non-précieux, la marge de sécurité est par contre satisfaisante (170 à 200 GPa).

- Résistance à la compression et à la traction :
  Si la résistance à la compression est satisfaisante (350 à 500 MPa), celle à la traction est par contre très faible (40 à 60 MPa). Cela impose une géométrie particulière aux pièces en céramique : épaulements, et épaisseur aussi constante que possible du matériau, ou encore recours à des infrastructures métalliques.
  Par ailleurs, les valeurs indiquées diminuent notablement en cas de meulage de la couche de glaçage, entraînant la perte de l'effet de précontrainte du noyau.

- Dureté et coefficient d'abrasion :
  La dureté (380 HVN) est légèrement supérieure à celle de l'émail (340 HVN). Le coefficient d'abrasion dépend de l'état de surface de la céramique de tolérable lorsqu'elle est polie ou glacée, il devient

beaucoup trop important face à la denture naturelle lorsque la surface est rugueuse (notamment après une retouche occlusale qui n'est pas suivie d'un polissage minutieux).

- Coefficient de dilatation thermique :
  Il est compris entre 6,4 et 7,8.10-6 / °C. Il doit être largement doublé, lors de la trempe, au niveau des opaques destinés à l'émaillage des prothèses à infrastructure métallique, de façon à éviter une décohésion des deux matériaux au refroidissement des pièces.

- Propriétés optiques :
  Elles sont caractérisées par l'absence de pouvoir réflecteur, l'absorption de lumière incidente. Le photomimétisme des reconstitutions céramiques est donc essentiellement lié à la translucidité de la phase vitreuse, diffusant la lumière.

2.4.7. Propriétés biologiques : comportement dans le milieu buccal.

Toute restauration céramique est soumise dans le milieu buccal à des contraintes mécaniques, thermiques et chimiques.

- Effet des contraintes mécaniques :

Il convient de considérer l'ensemble céramique, infrastructure métallique éventuelle, ciment de scellement, dent.
Le haut module d'élasticité de la céramique en fait un matériau fragile, au même titre que l'émail : la charge occlusale doit être absorbée par la dentine, ce qui n'est possible que si la couche de ciment de scellement est assez mince.
La fatigue mécanique peut diminuer la résistance d'une céramique de 10 % en 24 heures. La perte de résistance peut atteindre 50 % au total, dans des délais très courts.

- Effet des contraintes thermiques :

Les possibilités de thermo-fractures, de fatigue thermique, par gradients de température entre la surface et le cœur des pièces, d'autant plus importantes que celles-ci sont épaisses, doivent être connues.
On observe des fentes, des fissures, un écaillage, liés à une technique ou à une morphologie défectueuse.

- Effet des contraintes chimiques :

Les céramiques, en particulier les céramiques à basse fusion, où la proportion d'alcalins et d'alcalino-terreux est notablement plus importante, ne sont pas aussi inertes dans le milieu buccal qu'on le considère généralement. Baker et Preston, cités par Ogolnik en 1992 indiquent que la résistance à la flexion d'un verre chargé peut être diminuée de 20 % en présence de gaz carbonique.
Les qualités biologiques majeures de la céramique lui sont essentiellement données par son état de surface, par la qualité de la couche de glaçage, limitant la fixation de produits de dégradation buccaux, de la plaque bactérienne, et facilitant le nettoyage.

3. PRESENTATION DU SYSTEME PROCERA®.

3.1. Historique.

La voie a été ouverte par quelques pionniers de l'application CAD/CAM en dentisterie restauratrice (ou CAO/FAO : conception assistée par ordinateur / fabrication assistée par ordinateur) comme Duret en 1988, Mörmann en 1989 ou Rekow en 1991. Ces chercheurs avaient imaginé une lecture optique de l'empreinte avec transmission des données numériques à un ordinateur contrôlant l'usinage des restaurations à partir de blocs de différents matériaux.

Mais c'est à Andersson et ses collaborateurs que revient le mérite de s'être intéressés à cette nouvelle technologie depuis 1989 et d'avoir réussi à finaliser l'application pratique d'un système, connu actuellement sous le nom de Système Procera®. Dès 1989, Andersson et coll. publient leurs résultats cliniques sur 400 couronnes en titane pur, fabriquées par usinage et électroérosion avec un taux d'évaluation satisfaisante proche de 100 %. En 1990, Bergman et coll. publient une étude portant sur 205 couronnes unitaires recouvertes d'un matériau cosmétique (Isosit® ou Dentacolor®). Si ce dernier matériau ne s'est pas avéré entièrement satisfaisant, l'intégrité du joint cervical n'a subi aucune modification après deux ans.

En 1993, Andersson et Oden proposent une méthode de fabrication de couronnes entièrement en céramique, composées d'une chape en alumine pure frittée avec un recouvrement de porcelaine cosmétique. Après un recul de cinq ans, les mêmes auteurs et leurs collaborateurs examinent les résultats satisfaisants sur 100 couronnes.

Dès 1995, le système semble tout à fait au point et accepté, comme en témoignent les publications internationales. Les recherches sont surtout orientées sur la réalisation de couronnes en céramique et peu de publications se rapportent aux piliers implantaires.

3.2. Principe.

On peut dire qu'il existe deux systèmes Procera® :

-un système de fabrication d'éléments métalliques (en titane commercialement pur) : couronnes complètes ou chapes destinées à supporter un matériau cosmétique. Ces pièces sont élaborées par usinage de l'extrados et électroérosion de l'intrados quand le faible volume disponible ne permet pas l'usinage. Dans le cas des piliers implantaires, l'intrados n'est pas usiné (ou érodé), car ces piliers sont élaborés à partir de blocs de titane préfabriqués de 15 mm sur 15 mm ;

-un système de fabrication de couronnes unitaires en céramique comprenant la confection d'une chape en alumine pure frittée de très haute densité (Al2O3 à 99.5 %) possédant des qualités mécaniques exceptionnelles. Cette alumine est pressée à froid sur un duplicata du maître-modèle, surdimensionné de 12 à 20 % (secret de fabrication) pour compenser la rétraction de la céramique compactée et frittée entre 1600 et 2050 °C. On réalise de la même façon des chapes de facettes céramique, ainsi que des inlay-cores en alumine.

Dans tous les cas, le cahier des charges est précis :
-la méthode doit dispenser le laboratoire de toute coulée de métal ;
-la méthode doit être très précise dans la reproduction des formes des dents naturelles ou dans l'adaptation des coiffes de recouvrement. La précision est particulièrement importante au niveau des joints cervicaux ($\leq$ 120 μ) ;
-la méthode doit être fiable tant au niveau de l'enregistrement des données que de leur transmission ;
-les chapes en céramique doivent être précises et doivent permettre l'obtention de toutes les qualités de luminosité qu'on obtient avec les coiffes en céramique conventionnelle ;
-les chapes doivent être très résistantes pour espérer remplacer les chapes métalliques des couronnes céramo-métalliques.

Le système prothétique de Bränemark a traditionnellement toujours été un système vissé sur des piliers :

-traditionnels ;
-angulés pour corriger un axe défavorable ;

-EsthetiCone™ qui permettent de réaliser des limites prothétiques sous-gingivales ;
-MirusCone™ lorsque la place inter-arcade est limitée ;
sauf pour les éléments unitaires qui sont scellés sur :
-des piliers standardisés en titane (CeraOne®) ;
-des piliers en titane usinés puis retouchés en bouche (Ti-Adapt™) ;
-ou bien encore en céramique également retouchés, au laboratoire cette fois et dont le résultat esthétique très satisfaisant dans des indications d'ailleurs peu nombreuses est occulté par la difficulté de manipulation (Cer-Adapt™).

D'autre part, la multiplicité des piliers disponibles et la complexité du matériel nécessaire pour leur utilisation sont plus un handicap qu'une amélioration du système. Vouloir répondre à toutes les situations par une foule de composants inflige aux praticiens d'avoir un stock de pièces énorme qui ne serviront peu-être pas toutes.

Dans un but de simplification, les concepteurs du système Procera® ont mis au point un pilier personnalisé qui puisse répondre aux critères suivants :
-être en titane (ou en alumine) ;
-être usiné, le système Bränemark n'ayant jamais cautionné un pilier coulé de type UCLA ;
-être universel dans le sens où il peut être utilisé sur n'importe quel type d'implant de Bränemark ; de petit ou de gros diamètre et dans n'importe quelle situation ;
-être facile d'emploi à la fois pour le praticien et le technicien de laboratoire ;
-nécessiter un minimum de matériel pour son utilisation au cabinet ;
-ne pas trop changer les habitudes déjà acquises ;
-ne pas occulter la technique vissée.

3.3. Protocole pour la réalisation de couronnes Procera® AllCeram ou de facettes Procera® Laminate.

3.3.1. Préparation des dents.

En plus des principes généraux régissant la préparation des dents, déjà évoqués dans la première partie et sur lesquels nous ne reviendrons pas, le système Procera® implique des techniques particulières afin d'obtenir des résultats optimaux :
-la préparation d'un chanfrein (ou "congé") avec angles internes arrondis à l'aide de fraises diamantées de diamètre 1.6 ou 1.8 mm selon la dent à préparer ;

-d'arrondir les angles de surface (pas de rebords aigus) ;
-de réduire la surface occlusale comme pour les restaurations céramo-métalliques et que celle-ci ait une topographie de surface relativement lisse.

Il est à noter que Nobel Biocare® en collaboration avec la société Komet® commercialise un kit d'instrumentation diamantée conçu pour ce type précis de préparation mais qu'on peut obtenir un résultat tout à fait satisfaisant avec d'autres fraises du commerce.

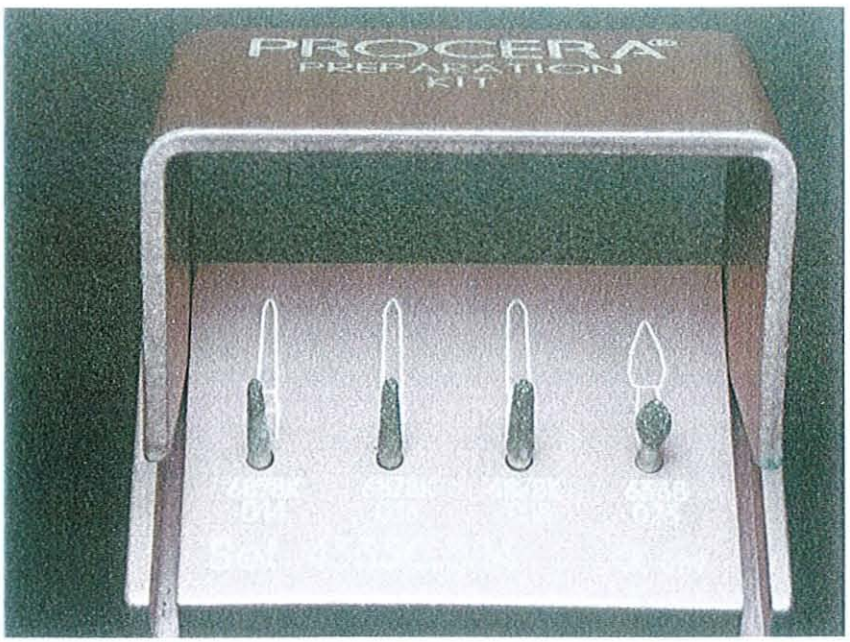

Figure 14 : : Kit de préparation pour couronnes Procera AllCeram. Le kit est composé de fraises à congé de diamètres variés et d'une fraise pour la réduction occlusale et palatine des incisives.

Lin et coll. ont réalisé une étude portant sur les techniques de préparation pour couronnes Procera® AllCeram. Ils ont effectué sur 120 préparations différentes des chapes puis elles ont été scellées et coupées selon leur grand axe afin de mesurer l'épaisseur du joint à 14 endroits différents. Les variations de forme de préparation portaient sur la forme de finition cervicale (4), la forme occlusale (3), l'angle occluso-axial du pilier (3), ainsi que les moyens de rétention secondaire en proximal (3 également). Ils ont montré que les limites cervicales en lame de couteau étaient mal reproduites, ainsi que les rainures trop profondes et les morphologies occlusales très sculptées. Les meilleurs résultats étaient obtenus avec la réalisation d'un chanfrein arrondi de 0.8 mm de profondeur au niveau cervical, une morphologie occlusale assez lisse et régulière, et des rainures proximales, quand c'est nécessaire, d'au moins 2.5 mm de large et au maximum 0.5 mm de profondeur.

3.3.2. Empreintes et modèles.

Une fois la préparation terminée, il est important de produire un modèle reproduisant le plus fidèlement possible la situation clinique.
Les propriétés requises du matériau d'empreinte sont un minimum d'expansion/contraction lors de la prise, une reproduction des détails les plus fins, une bonne compatibilité avec la pierre de modèle, et enfin la possibilité de recouler le modèle.

L'empreinte doit présenter une ligne de finition bien définie (bon enregistrement des limites cervicales), une quantité suffisante de matériau (pas de percée) ; il est préférable de prendre l'empreinte de l'arcade complète.

Le matériau d'empreinte recommandé est un monophase A-silicone de consistance légère (light). Les polyéthers sont aussi appropriés. Il est bon d'utiliser un porte-empreinte individuel, mais un porte-empreinte de type Rimlock ou même standard en métal perforé peut être utilisé. Dans ce dernier cas, on utilisera un matériau de type "Putty Soft" dans le porte-empreinte.

L'empreinte de l'arcade antagoniste est réalisée à l'aide d'alginate et doit être coulée dans l'heure. Pour l'enregistrement de l'occlusion, on peut utiliser les techniques habituelles (silicone prévu à cet effet, ou bien cire Aluwax™ découpée).

La qualité du maître-modèle détermine la précision de tout le travail ; il doit être coulé à l'aide d'un plâtre hautement compatible avec le matériau utilisé pour les empreintes, et qui offre :

-une structure de surface lisse ;
-des propriétés d'expansion bien définies ;
-une résistance élevée à l'abrasion (usure) ;
-une bonne reproduction des détails.

Le modèle de travail doit répondre aux exigences suivantes :

-les modèles positifs unitaires MPU (dies) doivent être bien fixés à la base du modèle ;
-le modèle doit pouvoir être facilement monté sur un articulateur ;
-le modèle doit avoir des fentes parallèles pour pouvoir être fixé aux supports du scanner.

On apportera une grande minutie au détourage du die qui se fait classiquement (certains le réalisent sous loupe binoculaire pour une parfaite précision), et on n'appliquera aucun vernis d'espacement.

Toutes les reconstructions comprenant au moins trois dents doivent être montées sur articulateur.

3.3.3. Enregistrement de la préparation par le scanner et élaboration virtuelle de la chape.

3.3.3.1. Enregistrement des contours de la préparation.

Le scanner est muni d'une sonde d'enregistrement dont la tête de lecture est équipée d'un saphir. L'opération débute par le positionnement du modèle positif sur une table rotative qui permet également d'orienter le die dans différents plans de l'espace ; cette table tournante s'agrège sur un plateau grâce à un aimant. Une diode laser disposée au-dessus (mire) en permet le centrage.

La lecture de la préparation s'effectue grâce à la rotation de cet ensemble face à la sonde d'enregistrement mobile dans le sens vertical et dont l'extrémité est disposée, au départ, au niveau jugé le plus apical de la limite cervicale. En fonction de la surface de la préparation, 30000 à 50000 données informatiques sont nécessaires pour un enregistrement complet. Une jauge de contrôle permet de tester régulièrement la fiabilité du scanner dont l'extrême précision a été établie par Persson et coll. en 1995.

Cette procédure, qui selon les cas, dure entre 3 et 5 minutes, s'arrête automatiquement lorsque l'intégralité des données de la préparation a été enregistrée. Ces données sont transférées dans un ordinateur de type PC ; elles vont constituer le dossier de base nécessaire à la réalisation de la chape en oxyde d'aluminium (ou en titane éventuellement puisqu'on a le choix).

3.3.3.2. Elaboration virtuelle de la cupule (ou chape).

A ce stade, le technicien de laboratoire peut réaliser sur l'écran la forme de contour de la cupule. Ce dessin peut être établi de deux façons :

-soit par l'utilisation du logiciel Procera Cadd® (Computer aided Dental design) ;

-soit par l'intermédiaire d'un "waxing" (technique de la cire ajoutée) élaboré au laboratoire et dont la forme de contour est également numérisée. Cette façon de procéder sera utilisée lorsqu'il est nécessaire de compenser des porte-à-faux trop importants notamment dans certains cas de dents antérieures ou d'éléments sur implants.

On procède à un contrôle des données enregistrées en visionnant en trois dimensions et sur 360° la future chape. Le technicien de laboratoire doit également redéfinir avec précision les limites de finition de la chape.

3.3.4. Fabrication de la chape en alumine.

3.3.4.1. Elaboration d'un second modèle de travail.

Les données recueillies par l'enregistrement scanner sont transmises par modem à la station de travail qui se trouve pour l'Europe en Suède. Elles vont permettre d'obtenir par meulage sur place un second modèle de travail agrandi, dont la composition est gardée secrète par le fabricant, et destiné au compactage de la poudre d'alumine ; il sera surdimensionné par calcul informatique d'environ 20 %, afin de compenser la contraction volumétrique de l'alumine durant la phase de cuisson ultérieure. Ce surdimensionnement crée, de plus, un espacement pour le ciment de scellement ou la résine composite de collage (en effet on peut choisir de sceller la couronne obtenue ou bien de la coller).

3.3.4.2. Frittage et meulage du matériau (Al2O3).

L'intrados de la cupule est obtenu par compaction sous très haute pression de poudre d'oxyde d'aluminium de très grande pureté (Al2O3 $\geq$ 99.9 %).
L'extrados de la cupule est élaboré dans l'unité de meulage Procera® en fonction de l'option choisie : logiciel Cadd ou données issues du waxing.

3.3.4.3. Cuisson du matériau.

La cuisson de cette cupule dans un four industriel à une température comprise entre 1600 et 1700 °C pendant trois heures lui confère une structure sans porosité et une résistance mécanique très élevée.
La pièce ainsi obtenue est renvoyée au laboratoire expéditeur sous 48 heures.

3.3.4.4. Finition de la cupule au laboratoire de prothèse.

L'importance de la contraction volumétrique ayant été préalablement compensée par l'agrandissement du die, une adaptation adéquate est obtenue lors de la remise en place de la cupule sur le modèle de travail original.
Néanmoins, à ce stade, de légères finitions peuvent s'avérer nécessaires :
-des irrégularités éventuelles au niveau de l'intrados doivent être éliminées par meulage sous irrigation ;
-un contrôle des limites cervicales sera effectué ;
-un sablage à l'oxyde d'alumine suivi d'un nettoyage ultrasonique constitueront les dernières manœuvres avant l'élaboration de la céramique cosmétique ;
-l'épaisseur de la cupule est généralement comprise entre 0.5 et 0.6 mm. Abed et coll. ont montré en 1997 qu'il n'y a pas de différence significative quant à la résistance à la fracture entre deux chapes d'épaisseurs respectives de 0.5 et 0.7.

Elle peut même être réduite à 0.3 ou 0.4 mm dans le territoire vestibulaire, afin d'optimiser le résultat esthétique final. Sa teinte de base s'apparente au A3 / A3.5 du teintier Vita™.

3.3.5. Réalisation de la céramique cosmétique.

Compte tenu de sa température de fusion extrêmement élevée (2050°C), la chape en oxyde d'alumine n'est pas affectée durant les différents cycles de cuisson de la céramique cosmétique. On applique une première couche de matériau cosmétique fine et régulière à la surface de la chape et on réalise une première cuisson à 910°C. Ce "liner" donne la teinte initiale de la couronne, qui revêt une importance toute particulière en cervical si on a besoin au collet d'une teinte soutenue ou par exemple en cas de fausse racine.

Selon Andersson et Oden (1991), l'interface entre la céramique cosmétique et l'alumine ne montre pas de porosité et ces auteurs évoquent une liaison de nature ionique entre ces deux matériaux. La céramique cosmétique utilisée doit avoir un coefficient d'expansion thermique accordé avec l'oxyde d'alumine (7*10-6 µm/ml). Les céramiques destinées au procédés céramo-métalliques ne peuvent être utilisées. Hegenbarth (1996) préconise l'emploi d'une céramique spécifique (AllCeram Porcelain, Ducera) qui possède en outre des propriétés de fluorescence très proches de la denture naturelle.

3.3.6. Scellement de la couronne Procera® AllCeram.

Les couronnes Procera® AllCeram peuvent être au choix du praticien et selon le contexte clinique soit scellées, soit collées. Toutefois, deux études (Dwan et coll. 1996 ; Blixt et coll. 1997) ont souligné l'intérêt d'utiliser une résine composite type Panavia 21 (Kuraray) ou un ciment verre ionomère de type I, qui témoignent d'un potentiel d'adhérence supérieur au ciment oxyphosphate de zinc, pour un traitement identique de l'intrados de la cupule (sablage à l'oxyde d'alumine et silanisation). Dans le même ordre d'idée, il semblerait que les résines 4 meta (Superbond-Sun Médical) permettrait d'obtenir une adhérence encore plus grande à la dentine.

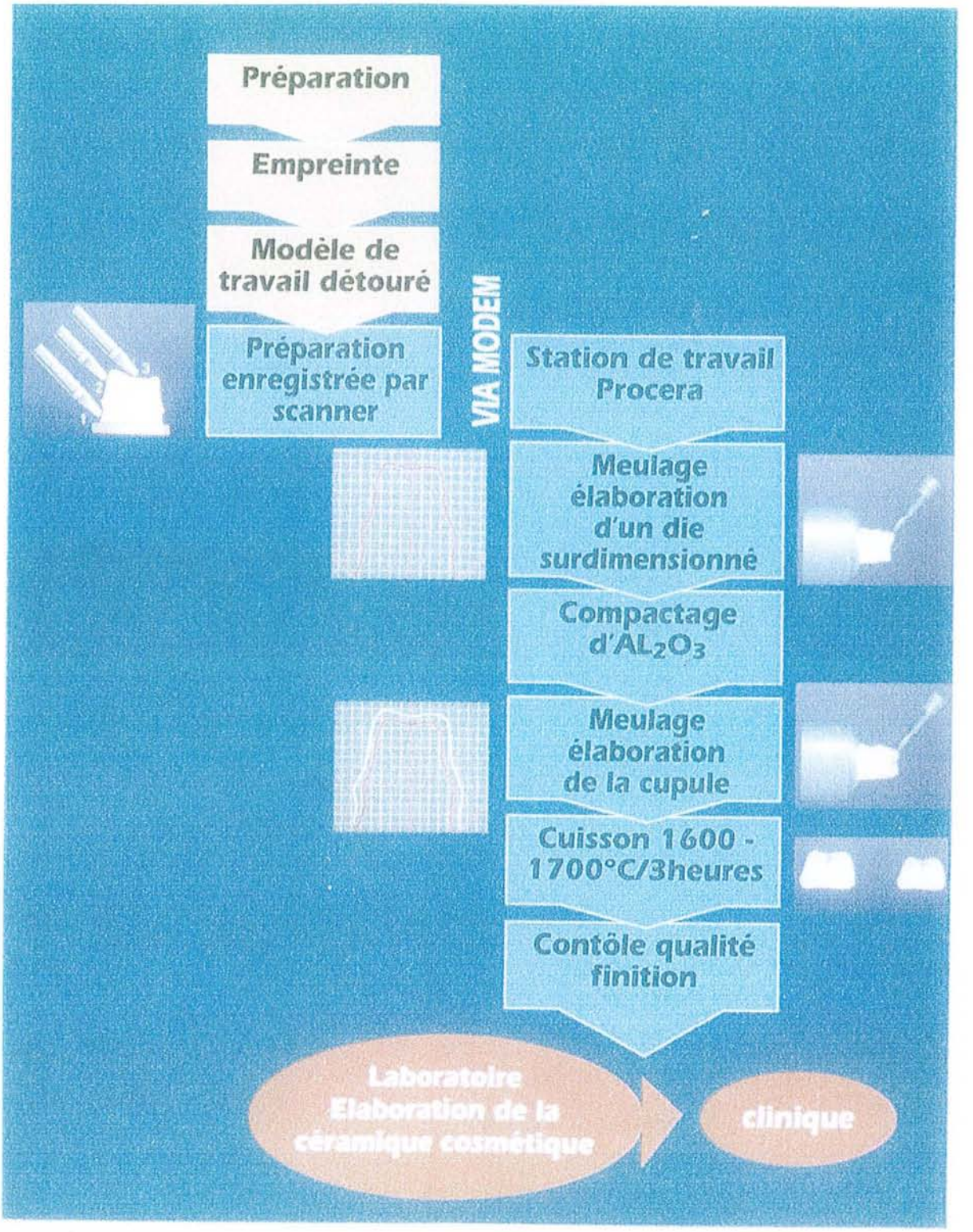

Figure 15 : Principales étapes dans la réalisation d'une couronne Procera AllCeram.

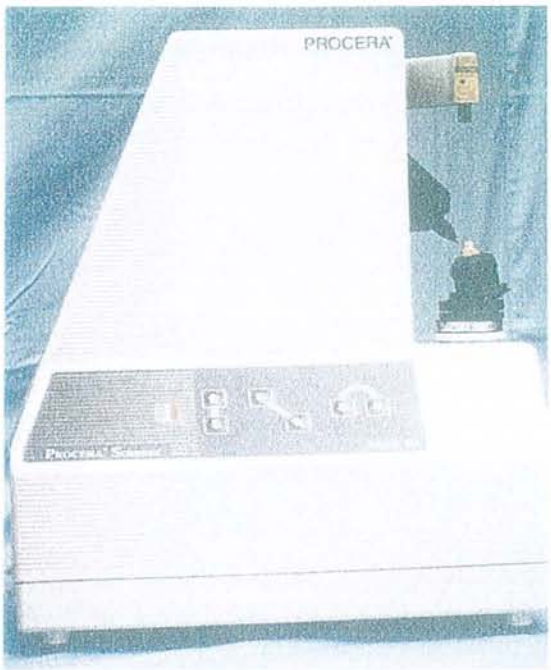

Figure 16 : Scanner Procera.

Scanner Procera® mod. 40 Nobel Biocare.

Figure 17 : Palpeur en place contre le die.

Le die est centré par un faisceau laser puis le scannage commence.
Noter à droite le palpeur sorti en position de lecture.

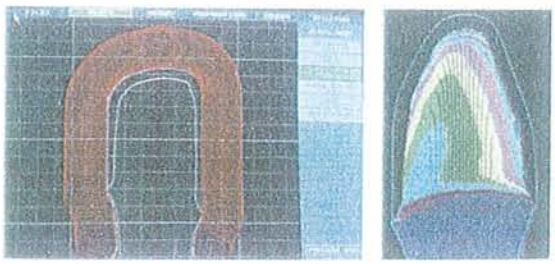

Figure 18 : Visualisation du trajet de la fraise en rouge.

En rouge est représenté le trajet de la fraise de la machine numérique , qui va réaliser une chape de 600 µm d'épaisseur par défaut.
A droite, représentation en 3 D du pilier.

3.4. Protocole pour la réalisation d'inlay-core Procera® Abutment en titane ou en alumine.

3.4.1. Au cabinet, aucun changement !

Le praticien dépose les piliers de cicatrisation mis en place lors de la pose des implants (en cas de chirurgie en un seul temps) ou après la cicatrisation qui suit la découverte (en cas de chirurgie en deux temps) et prend une empreinte précise des implants à l'aide des transferts appropriés. Des analogues d'implants sont vissés dans les transferts avant de transmettre l'empreinte au laboratoire.

3.4.2. Gestion de l'empreinte au laboratoire.

L'empreinte est coulée en plâtre dur après avoir pris soin d'injecter un silicone (Vestogum®) qui matérialisera une fausse gencive amovible pour permettre une vision précise du col des analogues d'implants. On peut également couler le modèle de travail dans un premier temps puis le détourer pour libérer un espace suffisant pour la fausse gencive amovible en silicone.

3.4.3. Confection de la maquette.

Un cylindre en polymère, avec un hexagone interne anti-rotationnel, adapté au diamètre de l'implant est vissé sur l'analogue et retouché par soustraction de polymère et addition de cire ou de résine pour donner la préforme souhaitable du futur pilier usiné. Quand cette maquette est terminée, sans contre-dépouille et sans interférence dans les mouvements de l'arcade antagoniste, le trou de la vis est également bouché avec de la cire (ou de la résine). La maquette reproduit la morphologie d'un pilier naturel avec un congé cervical approprié.

On peut également réaliser une maquette virtuelle en 3D grâce au logiciel Cadd déjà cité, mais il semble difficile de bien maîtriser les rapports du pilier avec les dents controlatérales.

3.4.4. Scannage de la maquette en cire.

La maquette est placée sur le cylindre de support du scanner (Procera®Scanner, mod. 40 Nobel Biocare) et stabilisée sur son hexagone, réplique exacte de l'hexagone externe d'un implant Bränemark. Le support rotatif est réglé sur une position déterminée de l'échelle, ce qui permettra de retrouver l'orientation exacte de la pièce lors de son usinage. Le lecteur télescopique du scanner est mis au contact de la partie du support située en dessous du col de l'implant. Le scanner est mis en route, le support rotatif

effectue environ 80 rotations de 360° permettant au palpeur de lire tous les contours de la pièce sous une pression d'environ 20 grammes.

Ce palpeur monte de 0.2 mm par rotation et peut effectuer la lecture à trois vitesses différentes. On enregistre 30000 à 50000 points qui sont transmises à l'ordinateur couplé au scanner.

3.4.5. Contrôle des données enregistrées.

Les données enregistrées permettent d'avoir une vision de la maquette sur l'écran en mode plan mais également en trois dimensions avec possibilité de rotation sur 360°. Cet examen permet de vérifier la conformité de l'enregistrement avec la forme de la maquette scannée.

Cette vérification est beaucoup plus importante pour les chapes en alumine en raison de contre-dépouilles toujours possibles et de la nécessité de netteté de l'enregistrement de la ligne de finition.

3.4.6. Transfert des données en Suède et usinage de la pièce.

Le fichier de données avec un code spécifique où le nom du patient n'apparaît pas est alors envoyé à l'usine suédoise par modem comme précédemment. Grâce aux indications numériques reçues, l'usinage commence à partir d'un cylindre en titane commercialement pur, muni d'un orifice représentant le logement de la vis.

Ce cylindre comporte :

-un hexagone interne à sa face inférieure qui est en fait l'hexagone interne du futur pilier ;
-un hexagone interne à la base de l'orifice de la vis qui recevra l'hexagone externe du dispositif de contre-couple lors du serrage de la vis à 32 Ncm (RP) ou 45 Ncm (WP ou gros diamètre). L'usinage des piliers demande environ 10 minutes ; le pilier terminé est renvoyé au laboratoire sous 48 heures.

3.4.7. Vérification du pilier.

Le pilier est vérifié sur le modèle, mais la précision de la technique est telle qu'aucune imperfection d'ajustage n'est possible, sauf s'il y a eu erreur de lecture ou manipulation défectueuse pendant le scannage. Il est souhaitable de faire une petite encoche verticale à la réception du pilier pour faciliter son orientation lors de la mise en bouche ; ceci devient indispensable pour des piliers multiples qui doivent impérativement être solidarisés au laboratoire avec de la résine auto-polymérisante et présentés ensemble en bouche sous peine de

perdre un temps précieux pour retrouver le bon positionnement de chaque pilier sur son hexagone (Lucchini et coll. 2000).

3.4.8. Essayage en bouche.

3.4.8.1. Elément unitaire.

Si le rapport inter-arcade correct a été transmis au laboratoire, l'essayage du pilier Procera® est inutile car il est pratiquement impossible de faire une mauvaise empreinte d'un seul implant. Le technicien de laboratoire peut immédiatement après réception du pilier procéder à la confection de la couronne soit de manière conventionnelle soit en utilisant la même technique Procera®.

Un nouveau scannage, du pilier cette fois, sera effectué et les données seront renvoyées à l'usine pour la confection de la chape Procera® suivant le protocole décrit en 3.3.

3.4.8.2. Prothèse plurale.

L'empreinte doit être d'une grande précision et un contrôle doit être effectué en cas de doute. Les différents piliers doivent être vissés en bouche ; l'armature métallique doit être essayée avant de procéder à la céramisation. Comme pour les grandes restaurations conventionnelles, des soudures primaires peuvent s'avérer nécessaires à ce stade selon les techniques conventionnelles habituelles du laboratoire.

3.4.9. Pose en bouche.

Tous les éléments unitaires peuvent généralement être posés par le praticien dans la séance suivant la prise d'empreinte. Le pilier est vissé dans sa position correcte grâce au point de repère et serré à 32 Ncm pour les implants de 3.75 mm et 45 Ncm pour les implants de large diamètre. Ceci doit se faire en utilisant un système de contre-couple pour éviter un effet de torsion trop important pouvant, dans certains cas, être préjudiciable à la stabilité de l'implant. La couronne est ensuite scellée sur le pilier à l'aide d'un ciment correspondant aux habitudes de chaque praticien ; il ne semble pas qu'il y ait de recommandations particulières sur le type de ciment à employer pour obtenir les meilleurs résultats.

Pour les restaurations plurales, il est nécessaire de faire un remontage avec les piliers (et l'armature) en bouche pour éviter toute erreur d'occlusion, mais cette précaution n'est pas spécifique à la prothèse scellée sur piliers implantaires Procera®.

Après la céramisation, les piliers sont vissés et les vis, serrées en utilisant un contre-couple de la même manière que pour les éléments unitaires et le praticien procède au scellement selon sa technique habituelle.

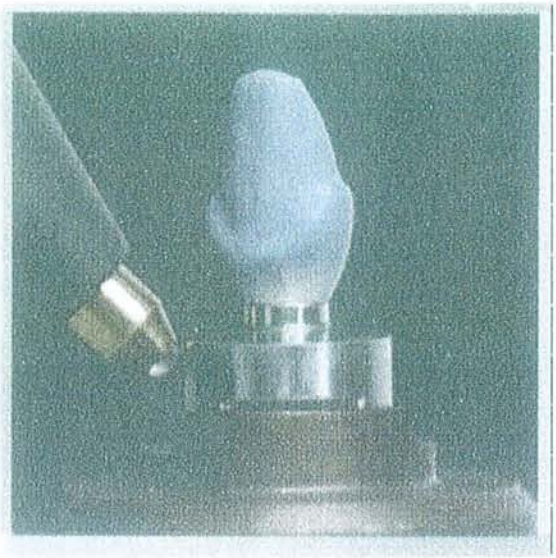

Figure 19 : Scannage de la maquette en cire.

Le Wax-Up réalisé par le technicien de laboratoire est scanné par le scanner Procera®.
Entre chaque enregistrement, le support effectue une rotation de 5° environ ; 30000 à 50000 points sont ainsi enregistrés par l'ordinateur.

Le scannage terminé, l'ensemble des points enregistrés permettent de visualiser le futur pilier en 3 dimensions.
A noter en jaune, la réplique du col implantaire.

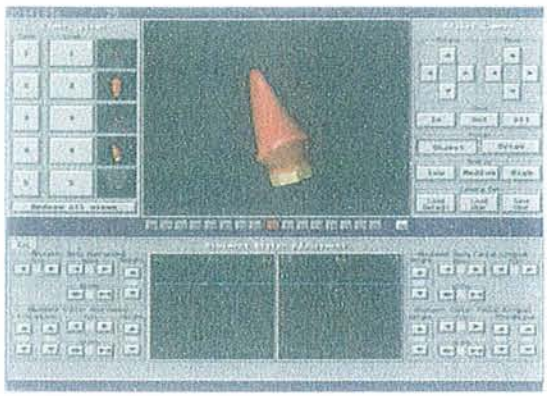

Figure 21 : Représentation en 3 D du futur pilier.

Figure 20 : Intrados du pilier et angulation possible.

Sur ces schémas (documentation Nobel Biocare®), on voit l'intrados du pilier correspondant parfaitement à l'hexagone externe de l'implant de Bränemark.
D'autre part , on visualise les possibilités d'angulation offertes par cette technique.

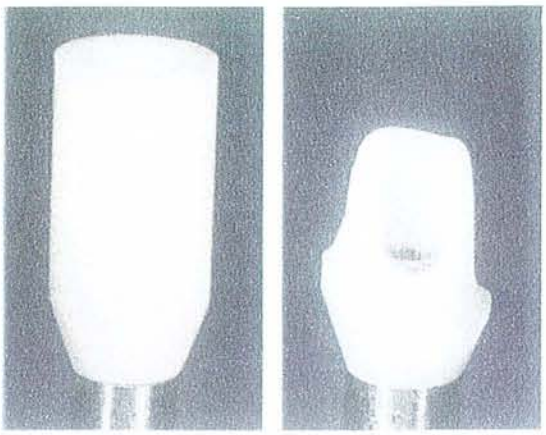

Figure 22 : Inlay-core Cer-Adapt de Nobel Biocare.

A gauche, préforme en céramique et à droite, pilier Cer-Adapt en alumine terminé.
Par rapport au pilier Procera, le pilier Cer-Adapt présente deux inconvénients : il doit être taillé au laboratoire, ce qui constitue une opération délicate et la préforme permet nettement moins de corrections d'angulation (elle est moins large) ; mais au final les deux sont en alumine et personnalisés.

Le pilier Procera® est essayé en bouche. Noter à gauche, la limite parfaitement juxta-gingivale qui suit le contour gingival (papilles) et à droite, le puits central permettant le vissage du pilier sur la tête de l'implant.

Figure 24 : Essayage du pilier Procera en bouche.

Figure 23 : Intégration parodontale du pilier Procera.

Sur cet autre cliché, on visualise le pilier vissé et une parfaite maturation des tissus mous péri-implantaires.

3.5. Evaluation de la couronne Procera® AllCeram : quelques études.

Tous les nouveaux matériels et les nouvelles techniques doivent être évalués face aux standards couramment utilisés par la profession au moment de leur introduction. Les qualités de résistance, la stabilité de la teinte, des caractéristiques d'usure favorables et une bonne précision du joint prothétique sont essentiels à la réussite clinique de toute couronne céramique ou céramo-métallique.

3.5.1. Résistance de la couronne.

C'est un des facteurs les plus importants. Les chapes fabriquées par un procédé industriel montrent des valeurs de résistance encore jamais atteintes par un autre système tout céramique, même si les résultats sont très variables d'une étude à l'autre et si les valeurs diffèrent quelque peu.

Andersson et Oden (1993) ont déterminé la résistance à la flexion des chapes en oxyde d'aluminium fritté de très haute densité. Ils ont utilisé des pièces de 5 mm de large, 1 mm d'épaisseur, et 26.2 mm de long. Celles-ci ont été testées à l'aide d'une machine universelle (Modèle 1361, INSTRON) et elles ont été fracturées selon la manière spécifiée dans la norme ISO 6872. La force moyenne appliquée était de 0.498 N/sec. La densité du matériau était de 3.96 ± 0.03 g/cm^2, et la valeur moyenne de résistance en flexion mesurée de 601 ± 73 MPa. La densité de la chape en alumine est proche de la valeur théorique.

Une étude similaire a été réalisée par Zeng et coll. (1996) dans laquelle ils ont comparé trois méthodes différentes d'évaluation de la résistance à la rupture en flexion. Il apparaît des différences significatives d'où l'intérêt de bien préciser la méthode ainsi que les différents tests statistiques utilisés. Au final le matériau constituant la chape Procera® a montré des valeurs bien supérieures aux autres matériaux céramiques testés et ceci quelle que soit la méthode utilisée.

Wagner et Chu (1996) ont étudié la résistance de l'alumine dans un test de flexion biaxiale cette fois. Ils ont reporté une différence significative entre l'alumine de la chape Procera® (687 MPa) et les deux autres systèmes tout-céramique très populaires : In Ceram (Vident) à 352 MPa, et IPS Empress (Ivoclar) à 134 MPa.

La résistance de la chape Procera® a été étudiée aussi lorsqu'elle était recouverte de sa céramique cosmétique (AllCeram Porcelain), en tension et en compression (test ISO/DIS 6872). Une pièce formée d'une couche de 1 mm

d'alumine recouverte d'une couche de 1 mm de céramique cosmétique a manifesté la résistance la plus faible (158 MPa), tandis qu'un ensemble de 1.5 mm d'alumine et 0.5 mm de céramique cosmétique récoltait 415 MPa.

Les valeurs trouvées dans les différents tests réalisés (chapes seules ou bien combinées au matériau cosmétique) démontrent que la couronne Procera® AllCeram devrait résister aux forces fonctionnelles et para-fonctionnelles aussi bien dans le secteur antérieur que dans le secteur postérieur de l'arcade dentaire.

White et coll. (1996) ont examiné le module de rupture du système Procera® AllCeram dans une étude similaire. Ils ont imaginé quatre modèles différents afin de mesurer leur module de rupture. Ces quatre architectures différentes étaient :
-Chape-chape ;
-Céramique-chape ;
-Chape-céramique ;
-Céramique-céramique.

Ces modèles ont permis aux auteurs d'étudier la réponse en tension comme en compression des deux matériaux intimement liés et d'obtenir les valeurs pour lesquelles il se produit une fracture de fatigue. Ils ont obtenu les valeurs suivantes (entre parenthèses figurent les écarts-types correspondants), respectivement :
39.1 MPa (1.6)
8.9 MPa (1.3)
12.9 MPa (2.0)
4.3 MPa (0.2)

Le module de rupture moyen de l'alumine est de 508 MPa alors que celui de la céramique AllCeram est de 76 MPa. Donc d'après eux, l'épaisseur de la chape devrait être augmentée au maximum et celle de la céramique cosmétique diminuée au maximum dans la limite du possible et en obtenant le résultat esthétique escompté.

Les conséquences de la variation de l'épaisseur de la chape sur sa résistance ont été évaluées par Abed et coll. (1997).

Ils ont comparé in vitro la résistance de couronnes Procera® AllCeram fabriquées avec deux épaisseurs de chape différentes. Sur des dies strictement identiques, 18 couronnes ont été fabriquées en suivant le protocole habituel : 9 avec une chape de 500 µm et 9 avec une chape de 700 µm d'épaisseur.

La céramique cosmétique utilisée était l'AllCeram Porcelain et chaque couronne possédait 1 mm de cette céramique sur ses parois axiales et 2.5 mm en occlusal. Puis chaque couronne a subi une abrasion de son intrados (particules d'oxyde d'aluminium de 50 µm à une pression de 80 psi), a été silanisée et

scellée sue son die avec un ciment de type résine (Panavia 21, J Morita). Durant la prise du ciment, elles ont été placées sous une charge de 5 Kg pendant 10 min puis dans une atmosphère à 100 % d'humidité durant 24 heures.

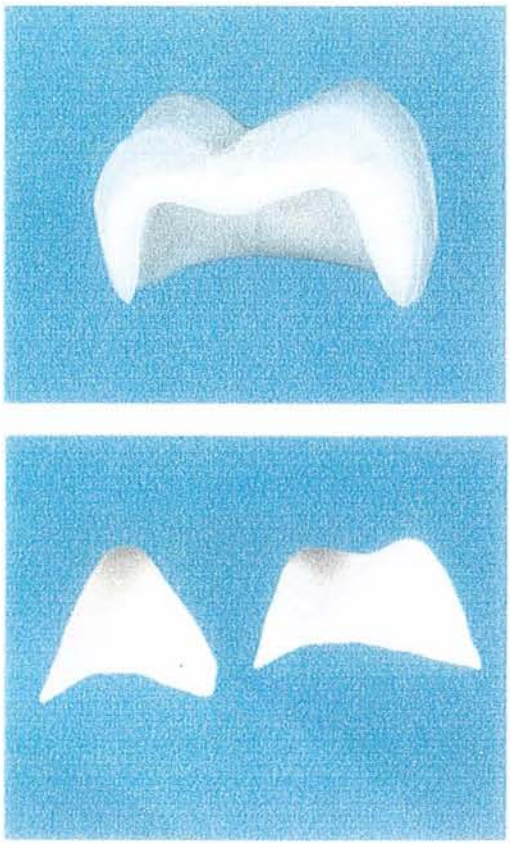

Figure 25 : Chapes Procera (en bas) et couronne Procera terminée vue en coupe.

Pour le premier groupe (chapes de 500 µm d'épaisseur), on a obtenu une fracture en moyenne lors d'une charge de 225 Kg alors que pour le deuxième (chapes de 700 µm d'épaisseur) la valeur moyenne était de 220 Kg.
Après analyse statistique, il a été montré qu'il n'existe pas de différence significative entre les chapes de 500 µm et celles de 700 µm en ce qui concerne le résistance à la fracture.

Dans une étude réalisée selon le même protocole par Neiva et Yaman (1998), on comparait la résistance à la fracture des couronnes Procera® AllCeram (avec une chape de 500 µm d'épaisseur), des couronnes In-Ceram et des couronnes IPS Empress . Ces auteurs n'ont pas trouvé de différences significatives entre ces trois systèmes (valeur moyenne entre 200 et 220 Kg).

En regroupant toutes ces études, il semblerait que l'alumine de la chape Procera® ait des propriétés mécaniques bien supérieures aux autres systèmes tout céramique mais que la couronne finie (recouverte de sa céramique

cosmétique), elle, se situe au même niveau que ses concurrentes, niveau qu'il convient de qualifier de tout à fait acceptable pour être utilisées dans tous les secteurs de l'arcade dentaire sans restriction aucune (même en cas de parafonctions, par exemple bruxisme, les problèmes étant les mêmes avec des couronnes céramo-métalliques).

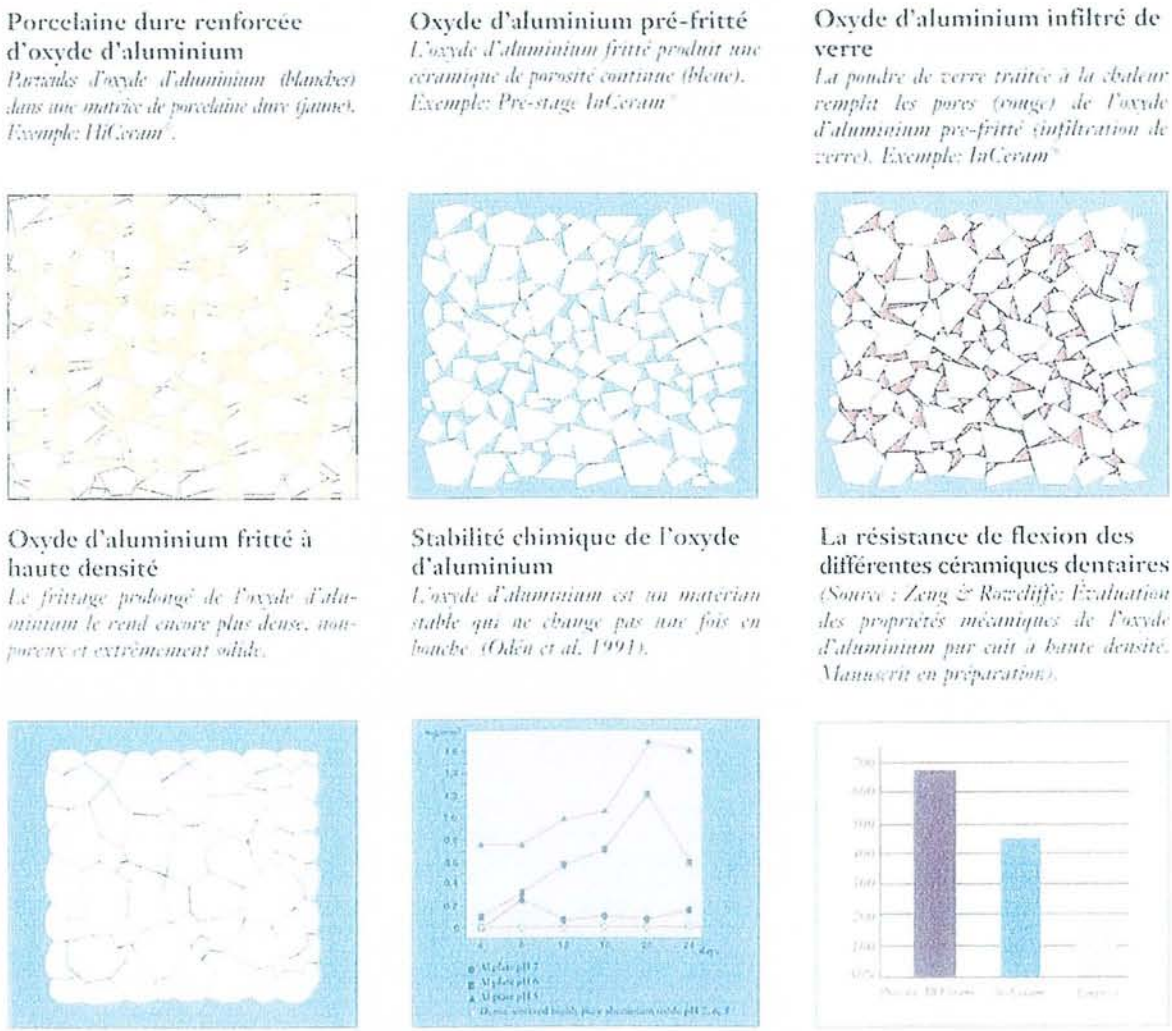

Figure 26 : Document Nobel Biocare présentant les propriétés mécaniques des couronnes Procera All-Ceram.

3.5.2. Stabilité de la teinte de la couronne.

Hegenbarth (1998) a rapporté la facilité pour appliquer la céramique cosmétique ainsi que les résultats esthétiques obtenus avec une translucidité très similaire à celle de la dent naturelle.

Attanasi et coll. (1996) ont étudié la stabilité de la teinte de plusieurs spécimens de céramique AllCeram placés dans une machine qui accélère le vieillissement pendant 1200 heures.

Ils ont utilisé des disques d'alumine de 16 mm de diamètre, et 2 mm d'épaisseur, recouverts de 2 mm de céramique cosmétique ; afin de mesurer la teinte des différents spécimens, un colorimètre a été utilisé. Durant le processus de vieillissement, les pièces ont été exposées à la lumière, à la chaleur, ainsi qu'à des variations d'humidité pendant 300, 600, 900, et 1200 heures. La durée totale de 1200 heures peut être considérée comme équivalente à 5 ans en bouche. A chaque durée mentionnée ci-dessus, les pièces ont été retirées de la machine et passées au colorimètre. Après analyse statistique des résultats, les auteurs ont montré qu'il n'existait qu'un infime changement de la teinte bien en-dessous du seuil détectable par l'œil humain.

3.5.3. Capacité à dissimuler les dyschromies .

Si la chape Procera® est si dense, on est en droit de se demander si elle permet le passage de la lumière, si elle possède la translucidité nécessaire pour réaliser une couronne parfaitement esthétique ; et si elle est translucide, est-elle suffisamment opaque pour camoufler la dent sous-jacente et masquer ainsi les discolorations des infrastructures ?

La chape est clairement translucide, comme l'a montré Andersson (1998), il suffit pour s'en convaincre de placer une source lumineuse à l'intérieur de celle-ci et de voir l'illumination produite à travers elle. Cependant, la chape n'est pas transparente et ne laisse pas entrevoir les tâches de la dentine ou autres discolorations indésirables. L'utilisation d'un matériau opaque comme en prothèse céramo-métallique pour masquer les structures sous-jacentes telles-que des inlay-cores coulés ou des amalgames n'est pas nécessaire.

Afin de démontrer cette capacité, Oden et Razzoog (1997) ont réalisé une étude dont le but est d'évaluer le potentiel de "camouflage" de chapes d'épaisseur variable. Des modèles positifs unitaires ont été réalisés d'une part en plâtre blanc et d'autre part, en graphite noir ; des chapes ont été réalisées par le protocole habituel pour ces dies, et ceci en différentes épaisseurs : 0.4, 0.6, 0.8, et 1.2 mm.

A l'aide d'un colorimètre, on a mesuré la teinte des différentes chapes sur les deux sortes de dies et après analyse statistique des résultats, les auteurs ont montré qu'il n'existait pas de différence significative entre les dies blancs et les dies noirs lorsque l'épaisseur de la chape atteignait les valeurs utilisées normalement (environ 600 µm).

La conclusion de cette étude est qu'il n'est pas nécessaire de rajouter des procédures au laboratoire de prothèse afin d'éliminer les influences indésirables des matériaux sombres qui peuvent constituer le pilier dentaire ou implantaire (l'inlay-core en or ou en titane).

Néanmoins, d'autres auteurs préconisent de supprimer au maximum le métal sous les couronnes entièrement en céramique. Fougerais et Le Pan proposent par exemple l'utilisation de faux-moignons Cosmopost® en alumine-zircone qui présentent la même teinte que la chape Procera®. De même en implantologie, on peut désormais, dans la mesure où l'on a recours à un système prothétique scellé et non transvissé, faire réaliser des inlay-core Procera® en alumine. Ces deux solutions de prothèses fixées ou implantoportées sont en fait très intéressantes dans les régions où l'esthétique est primordiale, à savoir surtout la région antérieure au maxillaire, et lorsque la gencive marginale est fine ; faute de quoi un liseré noirâtre fort disgracieux peut apparaître en cas de limite juxta-gingivale ou plus fréquemment un reflet bleuté à travers la gencive.

3.5.4. Caractéristiques d'usure de la couronne.

Hacker et coll. (1996) ont étudié l'usure de l'émail en face de différentes pièces en forme de disque :

-Une pièce composée d'une couche d'alumine Procera® recouverte de céramique cosmétique AllCeram ;

-Une pièce en céramique feldspathique (Ceramco) ;

-Une pièce en or Olympia (JF Jelenko).

Les spécimens d'émail ont été préparés à partir de dents humaines récemment extraites formant des pièces d'environ 3 mm de diamètre, polies et maintenues à l'extrémité d'une tige d'acier pour pouvoir être positionnées dans une machine spécifique pour l'usure de pièces similaires. Un trou a été percé au centre de ces disques d'émail servant ainsi de référence pour les mesures avant et après usure.

En ce qui concerne les pièces testées, les deux dernières (Ceramco et or Olympia) ont été préparées par un laboratoire familier avec leur utilisation alors que la chape Procera a été réalisée à l'unité Procera® en Suède et la céramique cosmétique appliquée par un céramiste familier avec cette technique.

Après polissage minutieux de toutes les pièces, les essais ont pu commencer : on porte l'échantillon mesuré au contact de la pièce en émail sous

une charge d'une livre (453.6 g) durant 10000 cycles dans la salive humaine. Pour mesurer l'usure, des empreintes (au polyvinylsiloxane) des pièces d'émail sont réalisées avant et après passage à la machine. Ces empreintes sont ensuite coupées selon l'axe de la tige en métal et on mesure la profondeur des trous. Toutes les mesures ont été effectuées avec un microscope (Zeiss) à un grossissement de 64.

Les trois pièces testées ont usé l'émail respectivement de :
60 µm, 230 µm, 9 µm. En outre, elles ont subi une usure de : 4.3 µm, 3.7 µm, et 0.3 µm respectivement. On a montré que la céramique feldspathique était plus abrasive pour l'émail, la céramique AllCeram étant davantage biocompatible.

Mais il convient de se demander si cette usure modérée de l'antagoniste se vérifie aussi en cas d'exposition accidentelle de la chape en alumine au niveau d'un point de contact. Ceci peut se produire notamment en cas de préparation insuffisante de la dent support, ce qui impose au prothésiste de réaliser une couche extrêmement fine de céramique cosmétique ; ensuite, par usure de cette partie cosmétique, la chape peut apparaître en bouche. De même, il peut arriver si l'épaisseur de céramique n'est pas suffisante, d'exposer la chape lors de retouches occlusales lors du scellement.

Dans tous les cas, il apparaît comme primordial de connaître le comportement de l'alumine face à l'émail. Afin de répondre à cette question, une étude a été menée par Wilson et coll. (1997) qui ont examiné in vitro l'usure de l'émail face à des disques d'alumine. Ils ont utilisé 15 spécimens d'émail répartis en trois groupes (tous polis de la même façon) et 15 disques d'alumine de 10 mm de diamètre divisés également en trois groupes ; chaque groupe subissant un polissage différent :
-5 disques dégrossis à la fraise diamantée ;
-5 disques dégrossis puis polis à l'aide de cupules de polissage Dialite (Brasseler) ;
-5 disques enfin dégrossis puis glacés mais non polis.

Le protocole ensuite fût identique à celui utilisé par Hacker et coll. (1996) et les résultats les suivants :
-le premier groupe a subi une usure comprise entre 90 et 180 µm ;
-le deuxième groupe, lui, une usure comprise entre 15 et 60 µm ;
-le troisième enfin, une usure comprise entre 210 et 313 µm.

En conclusion, cette étude a montré que la chape Procera® accidentellement exposée en bouche, ne causerait pas d'usure excessive de l'émail des dents antagonistes, à condition d'avoir été polie à l'aide de cupules spécifiques pour la céramique.

3.5.5. Précision du joint prothétique.

Une fourchette de 25 à 40 µm d'épaisseur pour le joint prothétique des restaurations scellées a été suggérée comme un but à atteindre (Christensen, 1966) ; cependant de telles valeurs sont rarement atteintes cliniquement.

La spécification No.8 de l'Association Dentaire Américaine déclare que l'épaisseur du film de ciment de scellement d'une restauration coronaire ne devrait pas dépasser 25 µm lorsqu'un ciment de scellement de type I est utilisé, et 40 µm pour un ciment de type II. McLean et Von Fraunhofer (1971) ont examiné 1000 couronnes cliniquement sur une période de 5 ans et ont conclu qu'une ouverture marginale $\leq$ 120 µm était cliniquement acceptable.

D'autres études portant sur les systèmes de couronne tout-céramique ont rapporté une ouverture marginale souvent inférieure à 155 µm mais oscillant entre 0 et 313 µm. May et coll. (1998) ont créé 5 modèles simulant une première prémolaire et une première molaire maxillaire afin de mesurer l'ajustage marginal de la couronne Procera® AllCeram. Les préparations dentaires étaient standardisées :
-une convergence totale de 10 degrés ;
-une limite cervicale chanfreinée de 1.3 à 1.5 mm de profondeur ;
-une réduction occlusale de 2 mm.

Le protocole habituel pour la réalisation des chapes et de la céramique cosmétique a été suivi et les couronnes ont été scellées à l'aide d'un matériau d'empreinte (Extrude Ligth-bodied, Kerr).

Puis après la prise du silicone, et une fois la couronne délicatement retirée, on a procédé à une numérisation du die au laser avec le silicone en place et après l'avoir retiré ; tout ceci sur une portion seulement du die (12 mm^2). L'épaisseur du joint prothétique a alors été calculée simplement par différence des deux valeurs. Après analyse statistique, les résultats ont été les suivants :
valeur moyenne de 62 µm pour la molaire (avec un écart-type de 49) et de 55 µm pour la prémolaire (écart-type de51 µm) .

Toutes les valeurs des deux groupes se trouvaient en dessous des 100 µm définis comme cliniquement acceptables ; et même la majeure partie sous la barre des 70 µm.

Sulaiman et coll. (1997) ont réalisé une étude qui se proposait de comparer :

1) l'adaptation marginale de couronne tout céramique de trois systèmes différents à des endroits variés de la restauration (mésial, distal, vestibulaire et lingual). Les trois systèmes testés étaient Procera®, IPS Empress (céramique feldspathique pressée à chaud) et In-Ceram.

2) L'adaptation marginale dans les trois systèmes à différentes étapes de fabrication : chape seule, après application de la céramique cosmétique, et après glaçage.

Une réplique en métal d'une préparation sur une incisive centrale maxillaire, respectant les critères de préparation pour une couronne tout en céramique a été réalisée. On a pris soin de faire des rainures sur les quatre faces afin d'orienter le die par rapport au microscope.

Une clé en silicone (Putty, Reprosil, LD Caulk, Densply) a permis de couler 30 dies identiques en plâtre (Silky Rock, Whip Mix). Les dies obtenus furent divisés en 3 groupes de 10 :

-couronnes Procera® ;
-couronnes IPS Empress ;
-couronnes In-Ceram.

Toutes les couronnes ont été fabriquées selon les recommandations de leur fabricant et par des personnes familières avec leur technique.

Le joint cervical de chaque restauration a été examiné au microscope à un grossissement de 225. Toutes les mesures ont été réalisées sur le maître-modèle en métal et ce, à 3 stades différents : chape, céramique appliquée, après glaçage. A chaque étape, on a mesuré 4 points : mid-palatin, mid-mésial, mid-vestibulaire, mid-distal. Toutes ces mesures ont été réalisées par le même opérateur.

Après analyse statistique, les résultats ont montré que :

-l'espace cervical moyen entre la couronne et son pilier est de 161 µm pour le système In-Ceram, 83 µm pour le système Procera®, 63 µm pour le système IPS Empress. Les deux derniers peuvent être considérés comme satisfaisant (inférieurs à 120 µm).

-La surface palatine des restaurations présente un espace beaucoup plus important que les trois autres faces.

-pour les trois systèmes céramiques, on n'a pas observé de différences significatives durant les diverses étapes de fabrication.

3.5.6. Adhérence de la couronne après scellement.

Blixt et coll. (1996) ont évalué la force d'adhérence d'un ciment au phosphate de zinc (Phosphacap-phosphate), de deux ciments verre-ionomères (Ketac-cem, ESPE, et Vitremer, 3M Dental), et d'un ciment composite (Dual-Cement radiopaque, Ivoclar Williams) à la chape Procera® en alumine.

Les auteurs ont aussi examiné l'influence du traitement de la surface de l'intrados prothétique (par exemple, laissé tel quel, microsablé ou silanisé avec le système Rocatec d'ESPE) sur la résistance du ciment de scellement.
Les résultats furent éloquents :

Au sein du groupe n'ayant subi aucun traitement, la valeur la plus importante est celle des deux ciments verre-ionomères (Ketac-Cem 4.2 MPa, Vitremer 3.7 MPa) puis celle du ciment phosphate de zinc 3.4 MPa et enfin celle de la résine composite 2.5 MPa. Les valeurs du groupe ayant subi un micro-sablage de la surface sont très similaires de celles du groupe précédent à l'exception toutefois du Ketac-Cem : 12.7 MPa.

Le groupe des pièces ayant été silanisées démontre les valeurs les plus remarquables pour tous les ciments employés et particulièrement avec la résine composite : 36.9 MPa.

En conclusion, les couronnes silanisées et scellées à l'aide d'un ciment résine composite (Dual-Cement radiopaque) présenteraient l'adhérence la plus forte au pilier prothétique.

Awliya et coll. (1996) ont aussi examiné l'influence des traitements de surface, sur l'adhérence d'un ciment résine composite (Panavia 21) à la chape Procera®.
Quarante chapes en alumine ont été fabriquées par l'usine Procera Sandvik, et divisées en 4 groupes de 10 pour subir différents traitements de micro-abrasion de l'intrados :
-air-abrasion avec des particules de 25 µm de diamètre à une vitesse moyenne (120 psi) ;
-air-abrasion avec des particules de 25 µm de diamètre à une vitesse élevée (160 psi) ;
-air-abrasion avec des particules de 50 µm de diamètre à une vitesse moyenne (120 psi) ;
-air-abrasion avec des particules de 50 µm de diamètre à une vitesse élevée (160 psi).
Les résultats furent respectivement pour les quatre groupes : 18.27 ± 3.89 MPa, 21.46 ± 4.28 MPa, 20.13 ± 4.35 MPa et 18.09 ± 5.18 MPa. Une analyse de la variance a permis de montrer qu'il n'existait pas de différence significative entre les différents groupes. Plus important que les différences d'abrasion, était la valeur d'adhérence importante obtenue avec Panavia 21.

Afin de déterminer quel agent de scellement devrait être utilisé avec les couronnes Procera® AllCeram, Dwan et coll. (1996) ont examiné la résistance à la fracture de couronnes scellées avec différents matériaux. Un maître-modèle en acier en forme de préparation pour couronne tout céramique sur une prémolaire maxillaire a été réalisé. On en a fait 27 répliques avec un matériau possédant un module d'élasticité similaire à celui de la dentine. Puis 27

couronnes Procera® ont été réalisées (avec des chapes de 500 µm d'épaisseur et la céramique AllCeram d'une épaisseur d'1 mm sur les parois axiales et 2.6 mm en occlusal).
On a divisé alors les couronnes en trois groupes de 9 et leur intrados a été micro-abrasé avec des particules d'alumine de 50 µm de diamètre à une pression de 80 psi, avant d'être silanisé. Les trois ciments de scellement testés étaient un ciment phosphate de zinc, une résine composite (Panavia 21) et un ciment verre-ionomère hybride (Duet Fuji). Les résultats ont montré que toutes les valeurs obtenues étaient acceptables, cependant la meilleure résistance à la fracture était obtenue avec la résine Panavia 21.

Dans une étude similaire, Blixt et coll. (1997) ont évalué la force de collage de deux ciments résines chémo-polymérisables (Panavia 21, Morita, et Dyract, Densply) à la chape en alumine Procera® et à la dentine. Les valeurs les plus élevées ont été obtenues avec Panavia 21 : 37.54 MPa lorsque l'intrados était microsablé et 40.64 MPa lorsqu'il était silanisé. La force de collage de Panavia 21 à la dentine était de 8.47 MPa ; cela signifie que dans tous les cas où il y a rupture de la liaison, le ciment reste lié à la chape et non à la dentine.

Enfin dans une autre étude menée par Awliya et coll. (1996) , quatre résines de scellement ont été comparées. Il s'agit d'IPS Empress (Ivoclar), C & B Metabond (Parkell), Enforce (Caulk / Densply) et Panavia 21 EX (Kuraray). L'analyse statistique des résultats obtenus a montré qu 'il existait une différence significative entre Panavia 21 EX et les trois autres ciments. Par contre il n'existe pas de différence significative entre ces derniers.

En conclusion, toutes les études réalisées tendent à prouver que la force de liaison la plus importante entre le pilier prothétique et la couronne Procera® peut être obtenue en réalisant une silanisation de l'intrados de la couronne et en utilisant un ciment de scellement à base de résine, c'est-à-dire en "collant" la couronne. Le plus performant d'entre eux semblant être Panavia 21.

3.5.7. Biocompatibilité de la couronne.

Toute restauration qui contient de l'aluminium pourrait représenter une menace potentielle pour la santé en cas de relargage d'ions aluminium et de diffusion dans le courant sanguin. Pour garantir que cela ne se produit pas, une étude portant sur la biocompatibilité de la couronne Procera® AllCeram a été menée par Adamczak et Linden (1997). Ils ont mesuré in vitro l'effet du pH sur la libération d'ions aluminium de la chape Procera® en alumine pure frittée à haute densité.

Les spécimens ont été placés dans un récipient en verre contenant 50 mL de salive artificielle tamponnée à l'aide d'ions phosphates afin de donner des solutions de pH 3, 4, 5, 6 et 7. Les tests ont été réalisés dans des conditions d'obscurité et à une température de 37 °C. Les solutions ont été changées après 4, 12, 20, 28 et 90 jours et analysées avec un spectromètre à absorption atomique (PYE UNICAM SP9, Phillips). Les résultats ont indiqué que la chape Procera® ne subit aucun relargage ou dissolution d'ions aluminium et ceci, à quelque pH que ce soit.

La sécurité d'emploi de la couronne Procera® AllCeram en bouche a été clairement établie par cette étude.

3.5.8. Evaluation clinique de la couronne.

Un test clinique à long terme des couronnes Procera® AllCeram a été menée par Oden et coll. (1998). Une centaine de couronnes réalisées selon les recommandations du fabricant au près de 58 patients (20 hommes et 38 femmes) représentaient la population expérimentale. L'évaluation des couronnes a été conduite selon les directives pour l'évaluation de la qualité de l'Association Dentaire Californienne. Après 5 ans de service, 97 couronnes étaient encore en bouche. Sur ces 97 couronnes, seulement 3 ont présenté une fracture à la fois du matériau cosmétique et de la chape en alumine. Deux autres ont dû être remplacées à cause d'une fracture de la céramique cosmétique, et enfin une couronne a été refaite à la suite d'une reprise de carie. Toutes les autres couronnes ont été notées par ailleurs comme excellentes ou tout à fait acceptables en ce qui concerne leur état de surface, leur teinte, leur forme anatomique, et l'intégrité de leur limite marginale. Ces résultats indiquent que les couronnes Procera® AllCeram peuvent être utilisées avec succès comme restaurations tout en céramique dans tous les secteurs de l'arcade dentaire.

3.5.9. Evaluation clinique des bridges et des couronnes avec chapes en titane et céramique basse-fusion.

Une étude clinique menée sur deux ans a été réalisée par Smedberg et coll. en 1998. Elle portait sur 37 bridges céramo-métalliques (titane et céramique basse-fusion) de 3 à 7 éléments. Elle a montré que cette possibilité thérapeutique était une alternative intéressante aux bridges céramo-métalliques avec alliages précieux et que les résultats à deux ans étaient tout à fait satisfaisants.

Trois études cliniques importantes et similaires ont été réalisées :

-la première en 1994, portait sur 47 couronnes posées chez 24 patients. Nilson et coll. ont montré que 30 mois après la pose, elles étaient globalement très

satisfaisantes et même excellentes pour la plupart (2 fractures de céramique au total) ; seule la teinte avait parfois légèrement changé ;
-la deuxième en 1998, réalisée par Milleding et portant sur 40 couronnes chez 25 patients, a montré de la même façon que les couronnes Procera® avec chapes en titane et céramique basse-fusion étaient une alternative possible par rapport aux classiques couronnes céramo-métalliques (mais les auteurs soulignent le manque de recul clinique d'alors : 2 ans) ;
-la troisième enfin, publiée en 1999 par Bergman et coll. a permis d'appréhender les résultats cliniques sur une période plus importante, à savoir 60 à 78 mois.
Au terme de cette période, les seuls changements visibles étaient l'état de surface et la teinte, tous les deux imputables à la céramique basse-fusion utilisée comme matériau cosmétique.
Néanmoins, la quasi-totalité des couronnes étaient satisfaisantes à l'issu de ces 78 mois.

3.6. Avantages de la couronne Procera® AllCeram.

3.6.1. Par rapport aux procédés céramo-métalliques.

En dépit de leur souplesse d'utilisation, les procédés céramo-métalliques ne sont pas dénués d'inconvénients, de différents ordres et liés à :

1. l'esthétique : la nécessité de masquer l'armature métallique par de la céramique opaque, qui doit elle-même être dissimulée par au moins 1 mm de céramique cosmétique, contrarie le trajet de la lumière. Cela est particulièrement sensible pour les teintes claires et translucides, notamment chez les sujets jeunes pour qui la réduction des tissus dentaires est réduite (dents vivantes).
2. l'adaptation marginale : au niveau du joint céramique-dent est de réalisation difficile et de qualité que Launois qualifie au mieux d'acceptable.
3. la tolérance biologique : le support métallique n'est pas inoxydable, il contient des oxydes nécessaires à l'adhérence de la céramique. D'autre part, le comportement de l'alliage lors des variations de température au sein de la cavité buccale n'est pas le même que celui des tissus dentaires, écart susceptible de provoquer une rupture dans l'étanchéité du ciment de scellement.

4. Citons enfin le conflit qui existe entre les éléments métalliques et les méthodes d'imagerie médicale comme la résonance magnétique (IRM) et la tomodensitométrie (scanner).
   La suppression du support métallique, ou plutôt son remplacement par un matériau qui n'a pas ces inconvénients et n'affecterait pas la propagation de la lumière, constitue à coup sûr un progrès. Mais l'amélioration des qualités optiques ne saurait être obtenue au détriment de la résistance mécanique. On a montré avec les différentes études exposées que les qualités mécaniques de Procera® AllCeram étaient toutes satisfaisantes.
   Le bridge Procera® AllCeram de faible étendue (3 éléments) semble également présenter des propriétés mécaniques suffisantes pour être accepter comme une alternative aux traitements céramo-métalliques traditionnels.

3.6.2. Au niveau parodontal.

L'absence de chape métallique constitue un énorme avantage esthétique, ce qui permet de réaliser des préparations juxta-gingivales dans les secteurs antérieurs où l'impératif esthétique existe (notamment en cas de sourire gingival) et même des préparations supra-gingivales dès que possible ; or, nous l'avons déjà vu dans la première partie, une préparation sous-gingivale constitue à coup sûr un facteur important d'irritation parodontale.

De plus l'absence de métal assure une parfaite biointégration des couronnes au sein des tissus parodontaux : on observe pas de phénomène de tatouage gingival, ce qui peut arriver notamment avec l'utilisation d'alliages non-précieux. Aucun relargage ionique n'a lieu, pas de corrosion galvanique qui peut provoquer un goût désagréable en bouche (goût métallique), aucune cytotoxicité, aucune cancérogenicité.

3.7. Avantages et inconvénients des couronnes Procera® avec chapes en titane usiné et céramique basse-fusion.

Ces couronnes étaient les premières réalisées par ce système de scannage et usinage numérique en Suède ; malgré la venue plus récente des couronnes Procera® AllCeram, on peut encore si on le désire faire réaliser des chapes en titane recouvertes de céramique spéciale basse-fusion. Les avantages sont presque identiques à ceux des couronnes tout en céramique, à savoir parfaite biocompatibilité, absence d'interférence avec les examens radiologiques de type IRM et scanner avec des propriétés mécaniques plus importantes que l'alumine. Mais malheureusement, l'esthétique des ces restaurations est très loin de celle qu'on peut obtenir avec les couronnes AllCeram : on "retombe" dans les

problèmes des procédés classiques, obligation d'utiliser un opaque, et en plus les céramiques basse-fusion présentent des qualités esthétiques moindres par rapport aux céramiques conventionnelles.
Néanmoins, ces couronnes sont intéressantes dans les secteurs postérieurs en supra-implantaire : il existe ainsi une unité entre l'implant, l'inlay-core et la couronne ; de plus, l'exigence esthétique est moins importante.

3.8. Avantages des piliers Procera® Abutment.

Les piliers Procera® en titane usiné sont très intéressants car ils allient les avantages des piliers UCLA (du nom de l'université où ils ont été inventé, à Los Angeles) et ceux des piliers du commerce en titane.

Jusqu'à présent le praticien avait le choix, lorsqu'il avait choisi de réaliser un e prothèse scellée de façon transitoire sur inlay-core vissé, entre plusieurs types de piliers, chacun présentant des avantages et des inconvénients :

1) Les piliers standards du commerce : en titane, ils présentent l'avantage du matériau utilisé, le titane commercialement pur avec toutes ses propriétés et formant ainsi une certaine unité avec l'implant. Mais leur gros inconvénient est de n'être que rarement adaptés au cas clinique : il faut les conditions idéales, à savoir, suffisamment de hauteur inter-arcade, un axe implantaire idéal, etc.

2) Les piliers angulés du commerce avec différentes hauteurs et plusieurs angulations suivants les catalogues des différentes marques (17 et 32 ° pour les implants de Bränemark) : mêmes avantages que le précédent avec l'avantage de pouvoir corriger les angulations de l'implant, mais toujours pas parfaitement adaptés à la morphologie unique du cas (limite cervicale, espace proximal) ;

3) Les piliers de type CeraOne : également en titane, ils sont en forme d'hexagone ; ils ont été inventés pour gérer l'esthétique des restaurations antérieures mais l'implant doit être dans un axe relativement favorable et les limites cervicales ne sont pas personnalisables (si on veut être juxta- ou légèrement sous-gingival en vestibulaire, on se retrouve très sous-gingival en proximal).

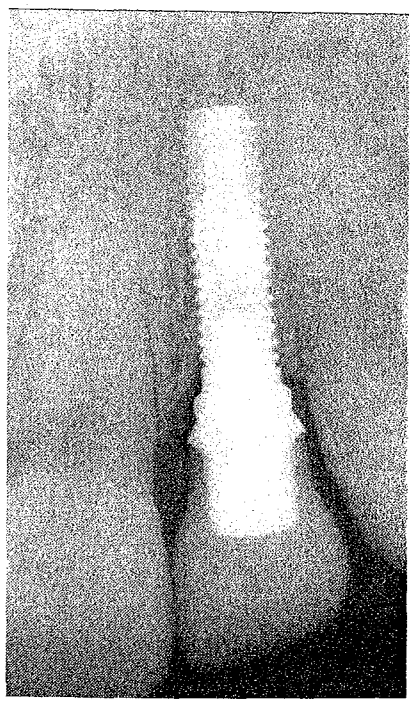

Figure 27 : Implant Bränemark en position 22 avec un pilier CeraOne.

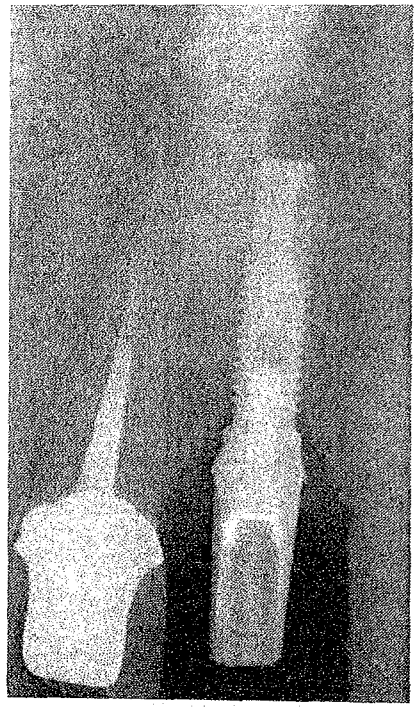

Figure 28 : Implant Bränemark en position 21 avec un pilier Ti-Adapt.

4) Les piliers du commerce modifiables par fraisage en bouche ou au laboratoire qui combinent les avantages des précédents avec une adaptation morphologique accrue mais néanmoins limitée : on ne peut pas « rajouter » de titane et en plus, tailler du titane en bouche est délicat et nécessite de reprendre une empreinte, d'où des défauts d'ajustage par la suite...

5) Les piliers de type UCLA en alliage précieux qui peuvent être de deux types : soit réalisés en résine calcinable puis coulés dans l'alliage choisi, soit faits à partir d'une base en métal précieux subissant une surcoulée à l'aide d'un alliage approprié. Le second type a l'avantage de posséder un intrados mieux adapté à la tête de l'implant (on sait qu'à la coulée, une pièce métallique subit des déformations plus ou moins importantes !)
   Ces piliers sont personnalisés : angulation parfaite, homothétisme par rapport à la future couronne et profil d'émergence correct. De plus, on peut situer la limite cervicale où on le désire, par exemple sous-gingivale en vestibulaire au niveau antérieur et supra-gingivale en palatin.
   Mais comme nous l'avons vu dans les deux chapitres précédents, les alliages précieux bien que mieux tolérés par l'organisme que les alliages non-précieux ne sont pas dénués d'inconvénients :

-ils ne sont pas biocompatibles (à la différence du titane et de la céramique) ;
-il n'y a pas d'attache des fibres épithéliales à leur surface, et on note non seulement une moins bonne intégration au niveau des tissus mous que le titane mais également au niveau osseux, ce qui se traduit par une cratérisation autour du col implantaire plus importante.
-ils interfèrent avec les examens radiologiques de type IRM et scanner et perturbent les images obtenues.

6) Les piliers calcinables coulés en titane depuis que l'on maîtrise la coulée du titane. Mais là encore, ce n'est pas la panacée car l'intrados (hexagone interne) n'est pas tout à fait celui que l'on a sur un pilier du commerce (déformations de coulée obligent ...) et en plus, le titane n'est plus commercialement pur : lors de sa coulée, il se produit des inclusions du matériau réfractaire et sa structure cristalline est modifiée ; de même ses propriétés varient sensiblement.

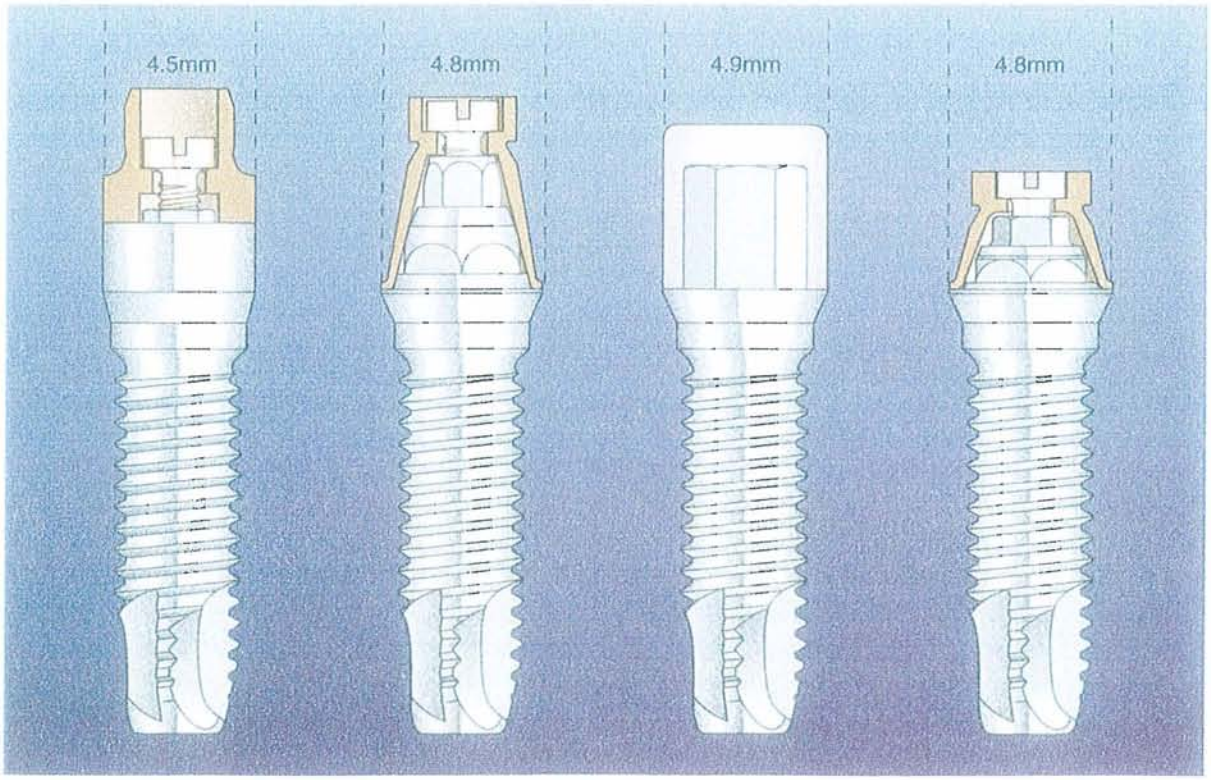

Figure 29 : De gauche à droite, pilier standard, pilier EsthetiCone™, pilier CeraOne® et pilier MirusCone™ du système Bränemark. (d'après Palacci)

Désormais avec le pilier Procera® Abutment, il dispose d'un pilier en titane commercialement pur usiné dans la masse par fraisage numérique qui est parfaitement personnalisé puisque fait selon un wax-up scanné ou bien réalisé en 3 D par ordinateur ; on peut ainsi choisir exactement la limite cervicale et ce tout autour de l'implant, le profil d'émergence (choisi par ordinateur avant de transmettre les données en Suède), l'angulation du pilier éventuellement pour corriger un axe défavorable (avec une possibilité de correction importante puisque le bloc en titane de départ fait 15 mm de haut et 15 mm de diamètre).
L'intrados est strictement le même que celui d'un pilier standard (il est réalisé de la même façon), et le métal est absolument identique à celui de l'implant puisque les deux pièces proviennent du même fabricant.

Tous cela fait qu'une fois mis en place et serré à l'aide d'une clé dynamométrique au couple approprié (32 Nm pour les implants de 3.75 mm de diamètre et 45 Nm pour ceux de large diamètre), le pilier est le parfait prolongement de l'implant, il forme une unité fonctionnelle avec lui ; seul persiste un micro-hiatus entre les deux pièces (cf. premier chapitre).

Le pilier Procera® Abutment peut désormais également être réalisé à la demande en alumine. Le matériau utilisé est alors le même que pour les chapes des couronnes Procera® AllCeram. La pièce en alumine pure (99.9 % d'Al2O3) frittée de haute densité présente exactement les mêmes caractéristiques morphologiques et biologiques que celle en titane, les étapes cliniques sont strictement identiques. Seul le matériau est différent, et donc ses propriétés physiques.
Ce pilier est indiqué seulement dans les cas de restaurations antérieures où la gencive est fine et lorsque le patient « découvre » la gencive lorsqu'il sourit, afin d'éviter une teinte grisâtre disgracieuse ; tous les autres cas devant être traités à l'aide de piliers en titane (meilleures propriétés mécaniques).

En fait ce pilier en alumine s'apparente au final au pilier CerAdapt de Nobel Biocare® mais il existe deux différences majeures entre eux : le pilier Procera® offre des possibilités de correction d'angles plus importantes et n'est pas aussi délicat que le CerAdapt à mettre en œuvre ; en effet, dans le cas du pilier CerAdapt, on doit procéder à un fraisage de la céramique qui se fait en général au laboratoire et qui est extrêmement délicat.

A l'heure où nous écrivons, il n'existe malheureusement aucune étude publiée sur ces piliers Procera® en alumine (ils sont probablement trop récents !)

4. PRESENTATION DE CAS CLINIQUES.

Les différents cas présentés dans ce chapitre, ont été réalisés par le Docteur Jean-Luc Helfer en collaboration avec le laboratoire de prothèse Ceralor ainsi que les Docteurs Penaud et Izambert pour le dernier cas.

Les deux premiers présentés illustrent l'utilisation de coiffes tout céramique sur des incisives maxillaires puis mandibulaires. Les suivants concernent l'application implantaire du système Procera®.

Il s'agit dans les quatre cas, d'implants Bränemark et de piliers Procera® Abutment. (Nobel Biocare) Le dernier illustre l'utilisation d'un inlay-core Procera® en alumine.

4.1. Couronnes Procera® AllCeram.

4.1.1. Cas clinique n°1.

Deux coiffes céramiques Procera® AllCeram sont réalisées chez cette patiente sur 11 et 21 pour raisons esthétiques : 11 dévitalisée et teintée, multiples composites disgracieux sur les deux dents…

Figure 30 : Les deux incisives centrales sont préparées selon les recommandations. (angles arrondis)

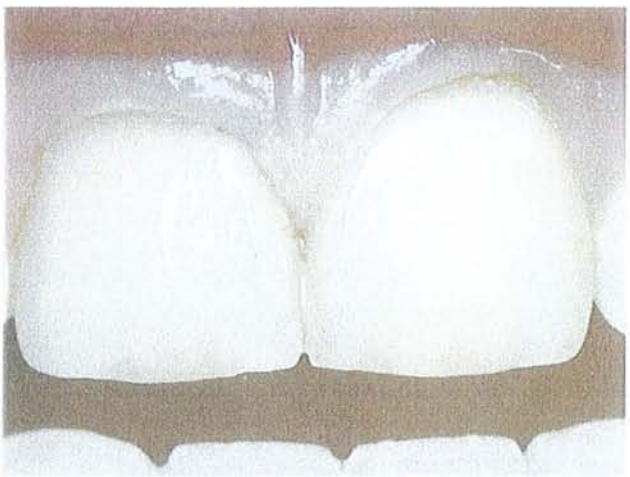

Figure 32 : Les coiffes ont été scellées ; noter l'intégration parodontale, le travail cosmétique.

Figure 31 : Les dents sont préparées de façon à ménager la place nécessaire au matériau cosmétique.

Figure 33 : Intégration esthétique optimale !

4.1.2. Cas clinique n°2.

Les incisives mandibulaires de cette patiente de 63 ans sont abrasées (dents antagonistes porteuses de prothèses céramo-métalliques iatrogènes) ; après avoir changer les anciennes prothèses maxillaires, il est décidé de réaliser des coiffes sur les quatre incisives : la situation, les impératifs esthétiques orientent le choix vers des coiffes céramiques Procera® AllCeram.

Ces coiffes ont été réalisées sur les récentes chapes alumine-zircon qui grâce à leurs propriétés physiques améliorées, ne font que 400 µm d'épaisseur.

Figure 34 : Les dents sont dévitalisées ; noter l'abrasion de la face vestibulaire.

Figure 36 : Les dents sont préparées en juxta-gingival.

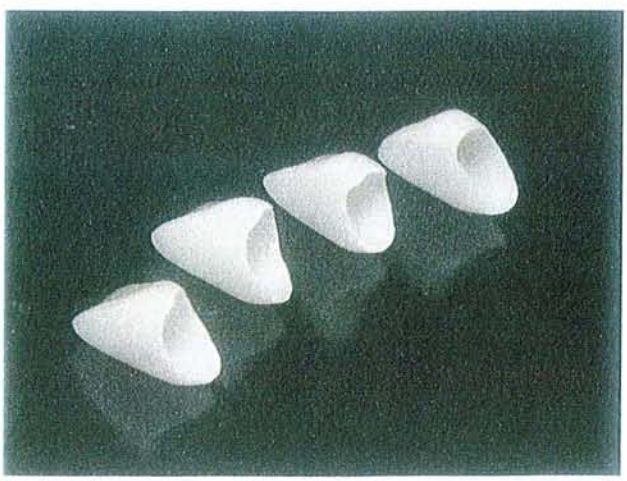

Figure 35 : Les quatre chapes sont recouvertes de céramique cosmétique ; ici, avant les caractérisations.

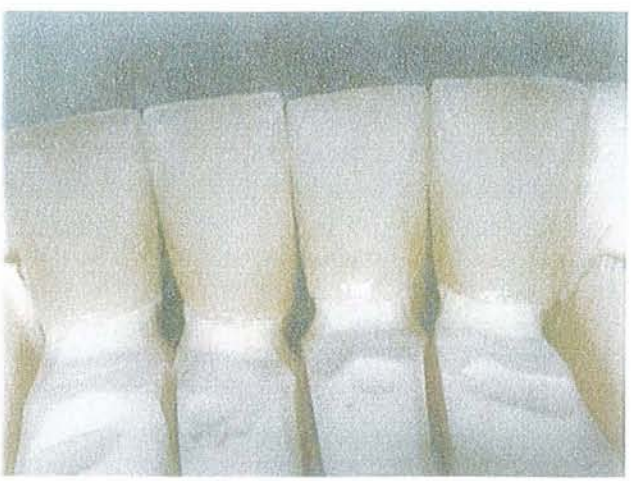

Figure 37 : Vue vestibulaire des coiffes terminées sur le maître-modèle.

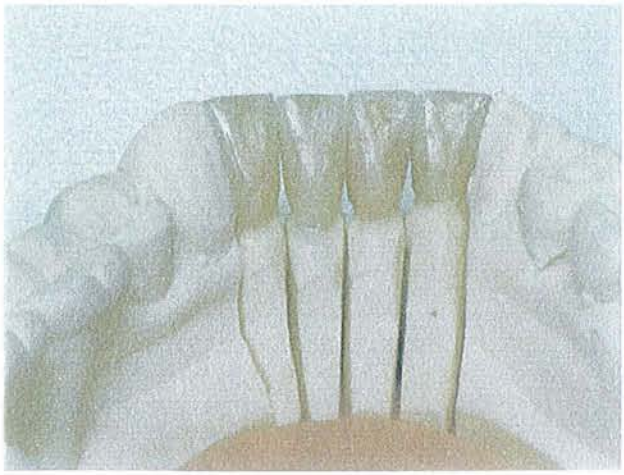

Figure 38 : Vue palatine des coiffes terminées ; noter les caractérisations.

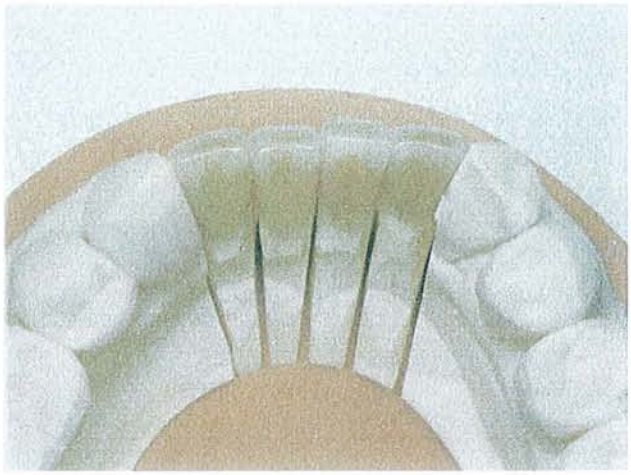

Figure 40 : Vue occlusale des coiffes terminées ; noter la translucidité des bords libres.

Figure 39 : Les restaurations ont été scellées à l'aide d'un verre ionomère renforcé à la résine. Noter leur aspect par rapport à la 43.

Figure 41 : Intégration parodontale et esthétique optimale.

4.2. Piliers Procera® Abutment.

4.2.1. Cas clinique n°3.

Cette patiente de 63 ans, qui refusait toute prothèse amovible, a tenu à faire réaliser la chirurgie implantaire par un confrère parisien. Les impératifs anatomiques (épaisseur de la crête, sinus maxillaire) ont obligé celui-ci à positionner 23 légèrement en-dehors de l'arcade mais surtout avec un axe très vestibulaire, et 24 en position supracrestale.

Le praticien nancéien qui a réalisé la prothèse, a donc voulu au maximum, compte-tenu des exigences esthétiques de la patiente, corriger l'axe de 23 et tenter de masquer le métal sur 23 et 24. Pour ce faire, il a utilisé des piliers Procera® Abutment qui permettent d'obtenir un pilier homothétique dans le bon axe tout en choisissant une forme de limite cervicale qui suit parfaitement le contour gingival.

De plus, le technicien de laboratoire a cuit une collerette de céramique blanche au niveau intrasulculaire (afin d'éviter une coloration grisâtre disgracieuse) et rose en supragingival au niveau de 24 afin d'aligner les collets visuellement et d'éviter un effet de « dent longue ». Un bridge céramo-métallique sur métal semi-précieux est ensuite scellé en provisoire.

Figure 42 : Vue des quatre implants en bouche ; noter la position vestibulée de l'implant en position 23 et celle de la fixture en position 24 (située trop coronairement).

Figure 45 : Les piliers provisoires sont ici en place. (il s'agit d'un Cer-Adapt au niveau de 23)

Figure 43 : Noter la divergence de l'axe de 23 par rapport au reste de l'arcade.

Figure 46 : Modèle vu de face ; noter l'axe très vestibulé de 23.

Figure 44 : Les quatre piliers Procera ont été vissés ; noter les collerettes de céramique sur 23 et 24.

Figure 47 : Les quatre couronnes soudées ont été scellées provisoirement sur les piliers implantaires.

4.2.2. Cas clinique n°4 : : implant unitaire, pilier et couronne Procera®.

Figure 48 : Le pilier personnalisé est vissé à 32 Ncm et le puits est fermé à l'aide de Fermit®.

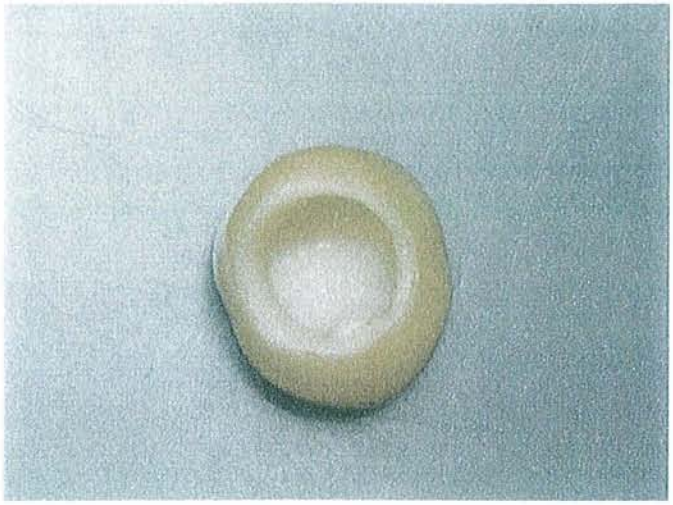

Figure 49 : Vue de l'intrados de la coiffe Procera®.

Figure 50 : La coiffe est scellée provisoirement ; noter la relative conservation des papilles.

4.2.3. Cas clinique n°5.

Cette patiente de 60 ans possédait un bridge 14-17 ancien. Elle consulte pour des douleurs à ce niveau ; après examen clinique et radiographique, le diagnostic est posé : fracture longitudinale de 14 et de 15.

Les extractions sont réalisées et les alvéoles sont comblées avec de l'os autogène prélevé au niveau de 16 et 18 ainsi que de l'os lyophilisé. Une membrane collagénique résorbable est placée au-dessus du site et une période de cicatrisation de six mois est observée. On en profite pour réaliser une greffe épithélio-conjonctive afin d'apporter de la gencive attachée.

Les implants sont posés et après cicatrisation, on visse les piliers Procera®. Sur 17, on réalise une coiffe télescope scellée définitivement qui supporte le bridge au niveau distal, scellé lui en provisoire afin d'avoir toujours accès aux implants sous-jacents.

Le bridge céramo-métallique est réalisé classiquement : alliage semi-précieux pour 14, 15, 16 et alliage précieux pour 17.

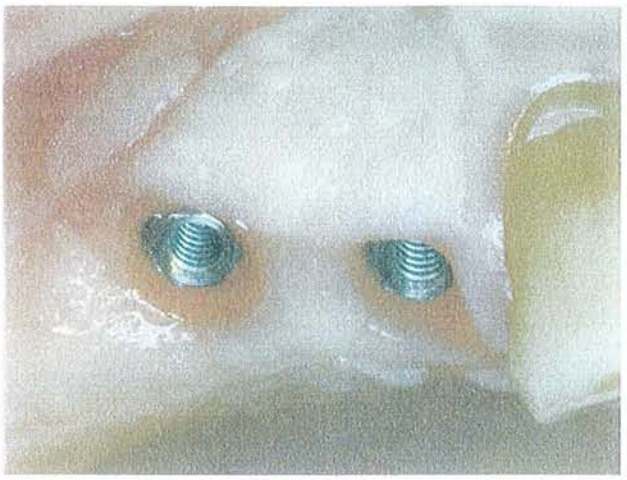

Figure 51 : Situation clinique lors de la séance d'empreinte, après dépose des vis de cicatrisation.

Figure 54 : Piliers Procera et coiffe télescope sur 17 en place.

Figure 52 : Vue vestibulaire du bridge, avec les piliers et des analogues d'implants. Les deux implants sont inclinés en distal à cause de la racine de la 13.

Figure 55 : Vue palatine de 14 et 15 ; noter le profil d'émergence des piliers ainsi que la forme de contour du bord prothétique (en mésial de 14 notamment).

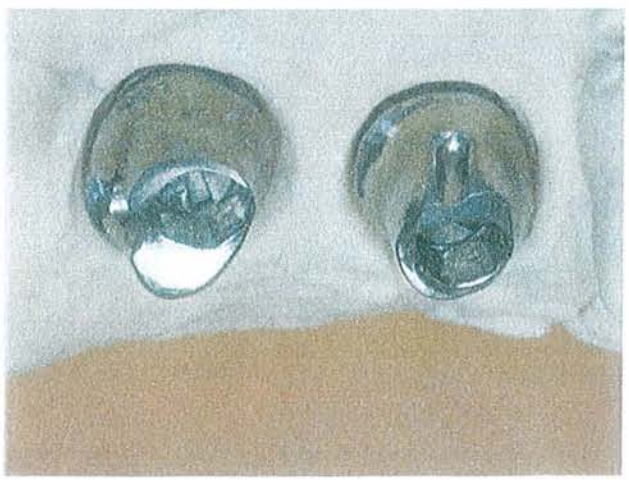

Figure 53 : Piliers Procera sur le modèle de travail ; noter la rainure réalisée sur 14 afin d'augmenter la rétention.

Figure 56 : Piliers Procera en place, vissés à 32 Ncm ; noter le limite juxta-gingivale.

Figure 57 : Bridge définitif (à l'état de biscuit) en place sur le modèle.

Figure 59 : Bridge 14-17 scellé provisoirement ; noter la qualité des tissus péri-implantaires.

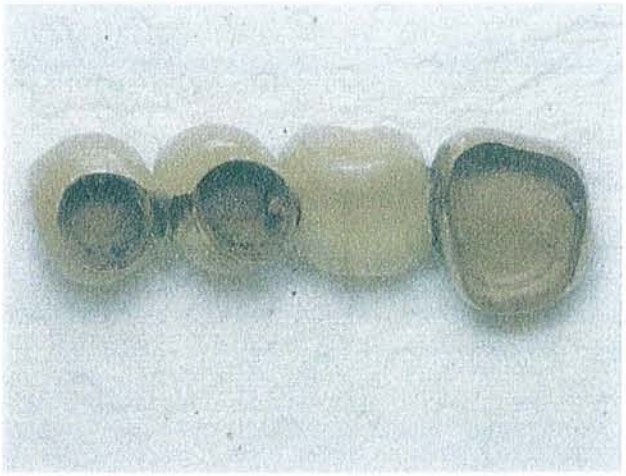

Figure 58 : Vue de l'intrados du bridge 14-17 après finition.

Figure 60 : Vue globale du bridge 14-17 scellé.

Chez cette même patiente, 47 devait être remplacée ; 46 et 48 étant saines, et toutes les conditions locales (hauteur et largeur osseuses) et générales (aucun problème de santé) étant réunies, le choix thérapeutique s'est porté vers la réalisation d'une coiffe unitaire sur implant. Un implant Bränemark de grand diamètre a été placé, puis un pilier Procera® Abutment® vissé à 45 Ncm et une coiffe céramo-métallique sur alliage précieux scellée en provisoire.

Figure 61 : Vue en bouche de la fixture Bränemark après dépose de la vis de cicatrisation.

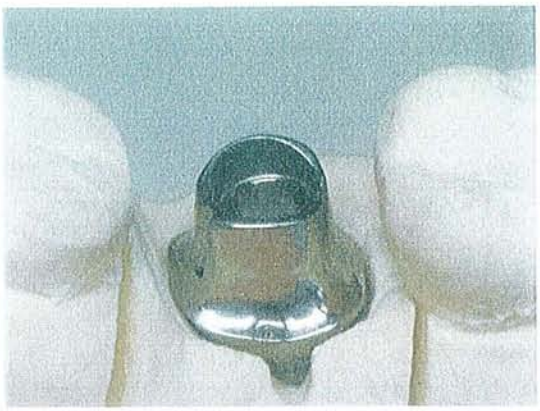

Figure 63 : Pilier Procera sur le modèle de travail.

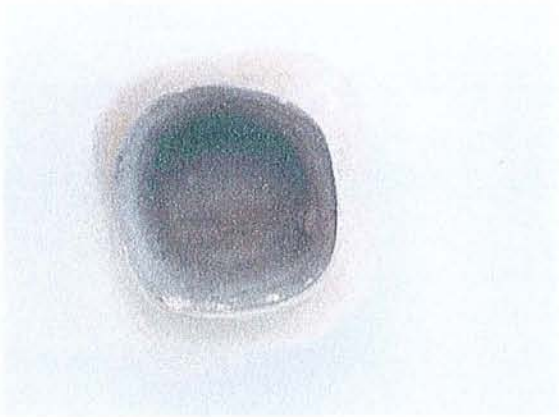

Figure 64 : Vue de l'intrados de la coiffe céramo-métallique.

Figure 62 : Vue distale de la coiffe sur le pilier et un analogue d'implant.

Figure 65 : Vue mésiale de l'ensemble implanto-prothétique ; noter l'importance de la hauteur trans-gingivale par rapport à celle de la face distale.

4.2.4. Cas clinique n°6.

Ce cas a été réalisé par le Dr Penaud et le Dr Izambert : il s'agit d'un implant unitaire sur 11 avec une inlay-core Procera® en alumine et une couronne céramo-métallique.

Dans un premier temps, un inlay-core provisoire en titane est vissé et coiffé d'une couronne provisoire. Le liseré métallique cervical porte alors l'indication vers un pilier en alumine.

Figure 66 : Aspect de la crête édentée.

Figure 68 : Prothèse partielle provisoire en place.

Figure 67 : Inlay-core et couronne provisoires : liseré métallique visible.

Figure 69 : Inlay-core Procera en alumine et couronne définitive scellée en provisoire.

CONCLUSION

On peut dire que les concepteurs du système Procera® ont atteint les objectifs qu'ils s'étaient fixés ; en effet, sur tous les points suivants, les résultats sont très satisfaisants :

- Les matériaux utilisés (titane pur, oxyde d'aluminium, oxyde de zirconium plus récemment) sont les seuls matériaux, avec l'alliage TA6V4, considérés comme parfaitement biocompatibles par Sykanas et coll. (2000). De plus, il existe une unicité du métal entre l'implant et le pilier.
- Les résultats esthétiques sont optimaux grâce à l'absence de métal au niveau des coiffes, l'amplitude de correction des axes et la conception personnalisée des inlay-cores.
- La fiabilité et la durabilité sont prouvées par de nombreuses études qui saluent aussi l'excellente biocompatibilité du système.
- Le protocole clinique est simplifié à l'extrême : en prothèse fixe, pas de changement par rapport aux procédés céramo-métalliques conventionnels et en implantologie, on utilise plus qu'un seul type de pilier, avec un seul type de vis donc un seul tournevis (c'est assez nouveau dans le système Bränemark !), plus besoin de stocker de nombreuses pièces.

Alors Procera®, panacée des implantologistes et des prothésistes ?

En fait, comme toujours, il convient de pondérer nos propos et il existe des points négatifs plus ou moins gênants :

- L'obligation d'avoir recours à un laboratoire agréé Procera® : pas toujours évident lorsqu'on n'exerce pas dans une grande ville ! De plus, le laboratoire est imposé.
- Les coûts de laboratoire sont bien sûr élevés et obligent le praticien à les répercuter sur le devis : cela réserve ces techniques à une élite financière. Mais les patients prêts à prendre en charge la totalité des honoraires quand il s'agit d'implantologie (c'est à dire l'examen scanner, la chirurgie implantaire, le pilier et la couronne) sont-ils à ce coût supplémentaire près ? D'autant plus, que certaines mutuelles commencent à rembourser partiellement les réalisations implantaires...
- L'impossibilité de souder des coiffes unitaires entre elles et de réaliser des bridges d'étendue supérieure à trois dents limite les applications en prothèse plurale.

Des recherches restent encore à mener pour diversifier les champs d'application du système : par des matériaux novateurs, tenter de renforcer les propriétés mécaniques des oxydes et ainsi espérer réaliser des restaurations de plus grande étendue. On peut imaginer des bridges tout en céramique scellés sur des piliers en céramique ou en titane !

Et pourquoi ne pas essayer de rendre ces traitements de pointe plus abordables géographiquement et financièrement ? On peut toujours rêver...

ANNEXES

Tableau 1: Principales caractéristiques entre structures péridentaires et implantaires. (d'après Bennani) 20
Tableau 2 : Exemples de diamètres implantaires du système Nobel Biocare. 36
Tableau 3 : Composition des alliages d'or dentaire à couler d'après le guide de l'American Dental Association. 44
Tableau 4 : Contraction thermique de différents alliages d'or. 44
Tableau 5 : Retrait de coulée de différents alliages précieux d'après Skinner. 45
Tableau 6 : Propriétés mécaniques de différents alliages précieux. 45
Tableau 7 : Composition d'alliages Nickel-Chrome à usage dentaire (% en poids) d'après Degrange. 46
Tableau 8 : Propriétés mécaniques des alliages Ni-Cr d'après Leinfelder et O'Brien. 47
Tableau 9 : Composition d'alliages Cr-Co à usage dentaire d'après Skinner. 48
Tableau 10 : Retrait de coulée pour des alliages Cr-Co. 49
Tableau 11 : Propriétés de différents alliages chrome-cobalt. 49
Tableau 12 : Comparaison de la conductibilité thermique de plusieurs métaux. 60
Tableau 13 : Comparaison des propriétés physiques du titane et des alliages dentaires non-précieux d'après Meyer et Degrange. 61

Figure 1 : Coupe du tissu gingival au niveau du sulcus : D dentine ; E émail ; S sulcus ; 1 épithélium de jonction ; 2 épithélium sulculaire. (d'après Tenenbaum) 7
Figure 2 : Tissu conjonctif gingival : faisceau de fibres. (d'après Tenenbaum) 9
Figure 3 : Schéma tridimensionnel de la relation entre la muqueuse et le pilier implantaire. Les chiffres indiquent l'emplacement des coupes au microscope électronique. (d'après Bränemark et coll.) 15
Figure 4 : Représentation schématique de l'ultrastructure de la jonction épithélio-conjonctive. 1 : tonofilaments 2 : hémidesmosomes 3 : membrane plasmatique de la cellule épithéliale basale 4 : lamina lucida 5 : lamina densa 6 : fibrilles d'ancrage 7 : fibre collagène du tissu conjonctif (d'après Fusellier) 16
Figure 5 : Comparaison des systèmes d'attache entre dent et implant. (d'après Bennani) 17
Figure 6 : Schématisation des rapports entre les tissus mous et les différentes pièces implantaires (implant enfoui). (d'après Tenenbaum) 24
Figure 7 : Schématisation des rapports entre les tissus mous supra-crestaux et l'implant non-enfoui. (d'après Tenenbaum) 26
Figure 8 : Profils de finition cervicale des préparations coronaires. (d'après Ogolnik) 31
Figure 9 : La zone d'information anatomique du profil d'émergence (ZIAPE) correspond au prolongement du contour anatomique de la racine en direction coronaire. (d'après Bennani) 33
Figure 10 : Le profil d'émergence est caractérisé par l'angle d'émergence formé par le grand axe de la dent et l'inclinaison de la face vestibulaire au niveau cervical. (d'après Bennani) 34
Figure 11 : Comparaison entre des implants Bränemark standards et des dents naturelles. (d'après Bennani) 37
Figure 12 : Contours prothétiques et profil d'émergence. (d'après Unger) 40
Figure 13 : Cytotoxicité d'alliages et de métaux d'après Wataha. 68
Figure 14 : : Kit de préparation pour couronnes Procera AllCeram. Le kit est composé de fraises à congé de diamètres variés et d'une fraise pour la réduction occlusale et palatine des incisives. 80
Figure 15 : Principales étapes dans la réalisation d'une couronne Procera AllCeram. 85
Figure 16 : Scanner Procera. 86
Figure 17 : Palpeur en place contre le die. 86

Figure 18 : Visualisation du trajet de la fraise en rouge. 86
Figure 19 : Scannage de la maquette en cire. 90
Figure 20 : Intrados du pilier et angulation possible. 90
Figure 21 : Représentation en 3 D du futur pilier. 90
Figure 22 : Inlay-core Cer-Adapt de Nobel Biocare. 91
Figure 23 : Intégration parodontale du pilier Procera. 91
Figure 24 : Essayage du pilier Procera en bouche. 91
Figure 25 : Chapes Procera (en bas) et couronne Procera terminée vue en coupe. 94
Figure 26 : Document Nobel Biocare présentant les propriétés mécaniques des couronnes Procera All-Ceram. 95
Figure 27 : Implant Bränemark en position 22 avec un pilier CeraOne. 107
Figure 28 : Implant Bränemark en position 21 avec un pilier Ti-Adapt. 107
Figure 29 : De gauche à droite, pilier standard, pilier EsthetiCone™, pilier CeraOne® et pilier MirusCone™ du système Bränemark. (d'après Palacci) 108
Figure 30 : Les deux incisives centrales sont préparées selon les recommandations. (angles arrondis) 111
Figure 31 : Les dents sont préparées de façon à ménager la place nécessaire au matériau cosmétique 111
Figure 32 : Les coiffes ont été scellées ; noter l'intégration parodontale le travail cosmétique. 111
Figure 33 : Intégration esthétique optimale ! 111
Figure 34 : Les dents sont dévitalisées ; noter l'abrasion de la face vestibulaire. 112
Figure 35 : Les quatre chapes sont recouvertes de céramique cosmétique ; ici, avant les caractérisations. 112
Figure 36 : Les dents sont préparées en juxta-gingival. 112
Figure 37 : Vue vestibulaire des coiffes terminées sur le maître-modèle. 112
Figure 38 : Vue palatine des coiffes terminées ; noter les caractérisations. 113
Figure 39 : Les restaurations ont été scellées à l'aide d'un verre ionomère renforcé à la résine. Noter leur aspect par rapport à la 43. 113
Figure 40 : Vue occlusale des coiffes terminées ; noter la translucidité des bords libres. 113
Figure 41 : Intégration parodontale et esthétique optimale 113
Figure 42 : Vue des quatre implants en bouche ; noter la position vestibulée de l'implant en position 23 et celle de la fixture en position 24 (située trop coronairement). 115
Figure 43 : Noter la divergence de l'axe de 23 par rapport au reste de l'arcade. 115
Figure 44 : Les quatre piliers Procera ont été vissés ; noter les collerettes de céramique sur 23 et 24. 115
Figure 45 : Les piliers provisoires sont ici en place. (il s'agit d'un Cer-Adapt au niveau de 23) 115
Figure 46 : Modèle vu de face ; noter l'axe très vestibulé de 23. 115
Figure 47 : Les quatre couronnes soudées ont été scellées provisoirement sur les piliers implantaires. 115
Figure 48 : Le pilier personnalisé est vissé à 32 Ncm et le puits est fermé à l'aide de Fermit®. 116
Figure 49 : Vue de l'intrados de la coiffe Procera® 116
Figure 50 : La coiffe est scellée provisoirement ; noter la relative conservation des papilles. 116
Figure 51 : Situation clinique lors de la séance d'empreinte, après dépose des vis de cicatrisation. 118
Figure 52 : Vue vestibulaire du bridge, avec les piliers et des analogues d'implants. Les deux implants sont inclinés en distal à cause de la racine de la 13 118

Figure 53 : Piliers Procera sur le modèle de travail ; noter la rainure réalisée sur 14 afin d'augmenter la rétention. 118
Figure 54 : Piliers Procera et coiffe télescope sur 17 en place 118
Figure 55 : Vue palatine de 14 et 15 ; noter le profil d'émergence des piliers ainsi que la forme de contour du bord prothétique (en mésial de 14 notamment) 118
Figure 56 : Piliers Procera en place, vissés à 32 Ncm ; noter le limite juxta-gingivale 118
Figure 57 : Bridge définitif (à l'état de biscuit) en place sur le modèle. 119
Figure 58 : Vue de l'intrados du bridge 14-17 après finition. 119
Figure 59 : Bridge 14-17 scellé provisoirement ; noter la qualité des tissus péri-implantaires. 119
Figure 60 : Vue globale du bridge 14-17 scellé. 119
Figure 61 : Vue en bouche de la fixture Bränemark après dépose de la vis de cicatrisation. 120
Figure 62 : Vue distale de la coiffe sur le pilier et un analogue d'implant 120
Figure 63 : Pilier Procera sur le modèle de travail 120
Figure 64 : Vue de l'intrados de la coiffe céramo-métallique. 120
Figure 65 : Vue mésiale de l'ensemble implanto-prothétique ; noter l'importance de la hauteur trans-gingivale par rapport à celle de la face distale. 120
Figure 66 : Aspect de la crête édentée. 121
Figure 67 : Inlay-core et couronne provisoires : liseré métallique visible. 121
Figure 68 : Prothèse partielle provisoire en place. 121
Figure 69 : Inlay-core Procera en alumine et couronne définitive scellée en provisoire. 121

BIBLIOGRAPHIE

1. ABED H.M., RAZZOOG M.E., LANG R., YAMAN P.
The effect of alumina core thickness on the fracture resistance of all ceramic crowns.
J. Dent. Res, 1997, 76 : 63

2. ABRAHAMSSON I., BERGLUNDH T., WENNSTRÖM J., LINDHE J.
The peri-implant hard and soft tissues at different implant systems. A comparative study in the dog.
Clin. Oral Impl. Res., 1996, 7 : 212-219

3. ABRAHAMSSON I., BERGLUNDH T.,GLANTZ P.O., LINDHE J.
The mucosal attachment at different abutments. An experimental study in dogs.
J. Clin. Periodontol., 1998, 25 : 721-727

4. ADAMCZACK E., LINDEN LA.
Release of aluminum from two dental ceramic core materials
J. Dent. Res., 1997; 76 : 420

5. ADELL R., LEKHOLM U., ROCKLER B., BRANEMARK P.I.
Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures. A three-year longitudinal prospective study.
Int. J. Oral Maxillofac. Surg., 1986, 15 : 39-52

6. ALBREKTSSON T., BRANEMARK P.I., HANSSON A.H.; KASEMO B., LARSSON K., LUNDSTROM I., SKALAK R.
The interface zone of inorganic implants in vivo : titanium implants in bone.
Ann. Biomed. Eng., 1983, 11 : 1-27

7. ANDERSSON M., BERGMAN B., BESSINGS C., ERICSON G.
Clinical results with titanium crowns fabricated with machine duplication and spark erosion.
Acta. Odontol. Scand., 1989, 47 : 279-286

8. ANDERSSON M., CARLSSON L., PERSSON M., BERGMAN B.
Accuracy of machine milling and erosion with a CAD / CAM system.
J. Prosthet. Dent., 1996, 76 : 187-193

9. ANDERSSON M., ODEN A.
A new all-ceramic crown : A densely-sintered, high-purity alumina coping with porcelain.
Acta. Odontol. Scand., 1993, 51 : 59-64

10. ANDERSSON M., RAZZOOG E., ODEN A., HEGENBARTH E.
Procera : a new way to achieve an all-ceramic crown.
Quintessence Inter., 1998, 29 : 285-296

11. ANSI / ADA Specification N°8 for zinc phosphate cement. In :
Guide to Dental Materials and Devices, ed. 5 Chicago
Am. Dental Association 1970-1971

12. ANTOUN H., CHEMALY C.
Les tissus mous péri-dentaires et péri-implantaires : similitude ou différence ?
Inf. Dent., 2000, 30 : 2247-2252

13. ARVIDSSON K., FARTASH B., HILLIGES M., KÖNDELL P.A.
Histological characteristics of peri-implant mucosa around Bränemark and single-crystal sapphire implants.
Clin. Oral Implants Res., 1996, 7 : 1-10

14. ATTAL J.P., MOULIN P., DEGRANGE M.
Le titane et ses alliages : alternative aux alliages précieux et non-précieux actuels ?
Entretiens Bichat Odontol. Stomatol., 1992 : 77-84

15. ATTANASI R.C., YAMAN P., LANG BR., RAZZOOG ME., JAARDA M.J.
Evaluation of colour stability of Procera All Ceram Porcelain
J. Dent. Res., 1996, 75 : 284

16. AWLIYA W.A., YAMAN P., DENNISON J.B., RAZZOOG ME.
High energy abrasion and resin cement bond to alumina core.
J. Dent. Res., 1996, 75 : 378

17. AWLIYA WA., YAMAN P., RAZZOOG ME., DENNISON JB.
Bond strength of four resin cements to an alumina core.
J. Dent. Res., 1996, 75 : 378

18. BAUMAN G.R., RAPLEY J.W., HALLMON W.W., MILLIS M.
The peri-implant sulcus.
Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 1993, 8 : 273-280

19. BENNANI V., BAUDOIN C.A.
Esthétique et profil d'émergence en implantologie.
Paris : CdP, 2000.-128 p-

20. BERCY P., TENENBAUM H.
Parodontologie : du diagnostic à la pratique.
Bruxelles : De Boeck Université, 1997.-289 p-

21. BERGLUNDH T., LINDHE J.
Dimension of the peri-implant mucosa.
J. Clin. Periodontol., 1996, 23 : 971-973

22. BERGLUNDH T., LINDHE J., ERICSSON I., MARINELLO C.P., LILJENBERG B., THOMPSEN P.
The soft tissue barrier at implants and teeth.
Clin. Oral Implants Res., 1991, 2 : 81-90

23. BERGMAN B., BESSINGS C., ERICSON G., LUNDQUIST P., NILSON H., ANDERSSON M.
A two year follow-up study of titanium crowns.
Acta. Odontol. Scand., 1990, 48 : 113-117

24.BERGMAN B., NILSON H., ANDERSSON M.
A longitudinal clinical study of Procera ceramic veneered titanium copings.
Int. J. Prosthodont., 1999, 12 : 135-139

25.BERT M.
Les implants dentaires.
J. Art. Dent., 1987, 104 : 1-7

26.BERT M., MISSIKA P.
Implantologie chirurgicale et prothétique.
Paris : CdP, 1996.-336 p-

27.BLIXT M., ADAMCZAK E., LINDEN L.A., ODEN A., ARVIDSON K.
Shear bond strength of luting cements to Procera AllCeram [Abstract 427]
J. Dent. Res., 1996, 75 : 71

28.BLIXT M., ADAMCZAK E., LINDEN L.A., ODEN A., ARVIDSON K.
Shear bond strength of luting cements to alumina and dentin.
J. Dent. Res., 1997, 76 : 72

29.BORGHETTI A., MONNET-CORTI V.
Chirurgie plastique parodontale.
Paris : CdP, 2001.-498 p-

30.BRANEMARK P.I.
Osseointegration and its experimental background.
J. Prosthet. Dent., 1983, 3 : 399-410

31.BRUNTON P.A., SMITH P., Mc CORD J.F., WILSON N.H.F.
Procera all-ceramic crown : a new approach to an old problem ?
Br. Dent. J., 1999, 186 (9) : 430-434

32.BUSER D., WEBER H.P., LANG N.P.
Tissue integration of non-submerged implants. One year results of a prospective study with 100 ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants.
Clin. Oral Implants Res., 1990, 1 : 33-40

33.CALIFORNIA DENTAL ASSOCIATION. Quality evaluation for dental care.
Guidelines for the assessment of clinical quality and professional performance.
Los Angeles : California Dental Association, 1997.

34.CARNEVALE G., DI FEBO G., FUZZI M.
A retrospective analysis of the perio-prosthetic aspect of teeth re-prepared during periodontal surgery.
J. Clin. Periodontol., 1990, 17 : 313-316

35.CHAN C., HARASZTHY G., GEIS-GERSTORFER J., WEBER H., HUETTEMANN H.
Scanning electron microscopic studies of the marginal fit of three aesthetic crowns.
Quintessence Int., 1989, 20 : 189-193

36.CHICHE G., PINAULT A.
Esthétique et restauration des dents antérieures.
Paris : CdP, 1995.-202 p-

37.CHRISTENSEN GJ.
Marginal fit of gold inlay castings.
J. Prosthet. Dent., 1966, 16 : 297-305

38.COBB G.W.,REEVES G.W., DUNCAN J.D.
Guided tissue healing for single-tooth implants.
Compendium, 1999, 20 : 571-581

39. COCHRAN D.L., HERMANN J.S., SCHENK R.K., HIGGINBOTTOM F.L., BUSER D.
Biologic width around titanium implants. A histometric analysis of the implant-gingival junction around unloaded and loaded nonsubmerged implants in the canine mandible.
Clin. Oral Implants Res., 1996, 7 : 303-310

40. COMTE P.
Metallurgical observations of biomaterials.
Park Rigde : Noyes Publ., 1984. -25 p-

41. CROLL B.M.
Emergence profiles in natural tooth contour. Part I : Photographic observations.
J. Prosthet. Dent., 1989, 62 : 4-10

42. DABOSI F., PETIT J.A.
Corrosion par piqûres, crevasses et corrosion intergranulaire. Corrosion et protection des métaux.
Paris : CNRS Editions, 1982. -36p-

43. DACARPANAH M., MARTINEZ H., KEBIR M., TECUCIANU J.F.
Manuel d'implantologie clinique.
Paris : CdP, 1999.-358 p-

44. DAVARPANAH M., MARTINZ H.
Muqueuse péri-implantaire : piliers en titane ou en céramique.
Implant. Orale, 1997, 3 : 263-266

45. DAVIDAS J.P.
Corrosion et dégradation des biomatériaux en implantologie, contribution de l'alumine.
Questions Odonto-Stomatol., 1985, 38 :115-130

46.DAVIS DR.
Comparison of fit of two types of all-ceramic crowns.
J. Prosthet. Dent., 1988, 59 : 12-16

47.DEGRANGE M.
Les alliages nickel-chrome en odontologie.
Th. : 3ème cycle Sc. Odontol. : Paris 5 : 1978

48.DEKLERCK E., ANDRIEU P.
Procera.
Synergie Prothétique, 2000, 2 : 145-149

49.DURET F.
Le système Sopha CAD / CAM.
Art et technique dentaire, 1992, 4 : 241-248

50.DURET F.
The practical dental CAD / CAM in 1993.
J. Canad. Dent. Assoc., 1993, 59 : 445-446, 448-453

51.DURONI S.
La biocompatibilité du titane et les conditions de réussite en implantologie orale endo-osseuse.
Th. : Chir. Dent. : Nancy : 1991 ; 148.

52.DWAN A., YAMAN P., RAZZOOG M.E., WANG R.F.
Effect of cement on fracture resistance of all ceramic crowns.
J. Dent. Res., 1996, 75 : 284

53.ENGQUIST B., NILSON H., ASTRAND P.
Single-tooth replacement by osseointegrated Bränemark implants. A retrospective study of 82 implants.
Clin. Oral Impl. Res., 1995, 6 : 238-245

54.ERICSSON I., LINDHE J.
Probing depth at implants and teeth. An experimental study in the dog.
J. Clin. Periodontol., 1993, 20 : 623-627

55.FARTASH B., TANGERUD T., SILNESS J., ARVIDSON K.
Rehabilitation of mandibular edentulism by single crystal sapphire implants and overdentures : 3-12 year results in 86 patients. A dual center international study.
Clin. Oral Implants Res., 1996, 7 : 220-229

56.FOUGERAIS G., LE PAN J.
Restaurations d'incisives maxillaires par des procédés tout céramique (Procera® et Cosmopost®).
Synergie Prothétique, 2000, 2 (5) : 341-350

57.GARGIULO A.W., WENTZ F.M., ORBAN B.
Dimensions and relations of the dentogingival junction in human.
J. Periodontol., 1961, 32 : 261-267

58.GIL F.J., SANCHEZ L.A., ESPIAS A., PLANELL J.A.
In vitro corrosion behaviour and metallic ion release of different prosthodontic alloys.
Int. Dent J., 1999, 49 : 361-367

59.GLOBAL FORUM
Bulletin international Nobel Biocare de Hiver 2000 et Printemps 2001.

60.HACKER C.H., WAGNER W.C., RAZZOOG M.E.
An in vitro investigation of the wear of enamel on porcelain and gold in saliva.
J. Prosthet. Dent., 1996, 75 : 14-17

61.HARRIS I.R., WICKENS J.L.
A comparison of the fit of spark-eroded titanium copings and cast gold alloy copings.
Int. J. Prosthodont., 1994, 7 : 348-355

62.HEGENBARTH E.
Titane et céramique : progrès ou compromis ?
ATD, 1992, 2 (3) : 105-111

63.HEGENBARTH E.
Procera aluminum oxide ceramics : a new way to achieve stability, precision and aesthetics in all-ceramic restorations.
QDT, 1996, 19 : 21-34

64.HEGENBARTH E.
Use of the Procera CAD / CAM System for metal-free crowns on single tooth implants.
QDT, 1998, 1 : 27-37

65.HENCH L.L.
Biomaterials.
Science, 1980, 208 : 826-831

66.HERAUD J.E., OROFINO J.
Etude de divers aspects du titane en odontologie.
Cah. Prothèse, 1993, 82 : 51-57

67.HERAUD J.E., SIGNORET R.
De l'allergie du titane en odontologie.
Inf. Dent., 1997, 16 : 1083-1085

68.HERMANN J.S., BUSER D., SCHENK R.K., HIGGINBOTTOM F.L., COCHRAN D.L.
Biologic width around titanium implants. A physiologically formed and stable dimension over time.
Clin. Oral Impl. Res., 2000, 11 : 1-11

69.HURSKA A.R., BORELLI P.
Quality criteria for pure titanium : casting, laboratory soldering, intra-oral welding.
J. Prosthet. Dent., 1991, 66 : 561-565

70.JEMT T., LEKHOLM U., GRONDAHL K.
Three-year follow-up study of early single implant restorations ad modum Bränemark.
Int. J. Periodontics Restorative Dent., 1990, 10 : 340-349

71.JOHNSON W.M., KAO E.D.
Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry.
J. Dent. Res., 1989, 68 : 819-822

72.KAQUELER J.C.
Influence upon the epithelial attachment of operative procedures and dental materials used in fixed prosthetics.
Actual. Odontostomatol., 1969, 23 (86) : 217-227

73.KASEMO B.
Biocompatibility of titanium implants : surface science aspects.
J. Prosthet. Dent., 1983, 49 : 832-837

74.KAWAHARA H.
Cellular responses to implant materials : biological, physical and chemical factors.
Int. dent. J., 1983, 33 : 350-375

75.KAWAHARA H., KAWAHARA D., HASHIMOTO K., TAKASHIMA Y., ONG J.L.
Morphologic studies on the biologic seal of titanium dental implants.
Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 1998, 13 : 457-464

76.KONONEN M., RINTANEN J., WALTIMO A., KEMPAINEN P.
Titanium framework removable partial denture used for patient allergic to other metals : a clinic report and literature review.
J. Prosthet. Dent., 1995, 73 : 4-7

77.KOTH D.L., McKINNEY R.V., STEFLIK D.E., DAVIS Q.B.
Clinical and statistical analyses of human clinical trials with the single crystal aluminium oxide endosteal dental implant : five-year results.
J. Prosthet. Dent., 1988, 60 : 226-234

78.LES IDEES DU GEPI
L'implant unitaire : évolution des éléments prothétiques jusqu'au système Procera.
Inf. Dent., 2000, 33 : 2553-2557

79.LIN M.T., MUÑOZ J.Sy., MUÑOZ C.A., GOODACRE C.J.
The effect of tooth preparation form on the fit of Procera copings.
Int. J. Prosthodont., 1998, 11 : 580-590

80.LINDHE J., BERGLUNDH T.
The interface between the mucosa and the implant.
Periodontology 2000, 1998, 17 : 47-54

81.LISTGARTEN M.A., BUSER D., STEINEMAN S.G., DONATH K., LANG N.P., WEER H.P.
Light and transmission microscopy of the intact interfaces between non-submerged titanium-coated epoxy resin implants and bone or gingival.
J. Dent. Res., 1992, 71 :364-371

82.LONCA P.
Biocompatibilité et paro-implantologie.
Actual. Odonto-Stomatol., 1987, 159 : 437-478

83.LUCCHINI J.P., JENNY R., BLANCHET E., LUCCHINI M.
Le système Procera en implantologie.
Implant, 2000, 6 (3) : 177-185

84.MANIA B.
Titane et biocompatibilité.
Th. : Chir. Dent. : Nancy : 1999 ; 111.

85.MAY B., RUSSELL M., RAZZOOG M.E., LANG R.
Precision of fit : the Procera AllCeram crown.
J. Prosthet. Dent., 1998, 80 (4) : 394-404

86.MAY K.B., EDGE M.J., RUSSEL M., RAZZOOG M.E., LANG B.
The precision of fit at implant prosthodontic interface.
J. Prosthet. Dent., 1999, 77 : 497-502

87.McKINNEY R.V., STEFLIK D.E., KOTH D.L.
The epithelium dental implant interface.
J. Oral Implantol., 1988, 13 : 622-641

88.McLAUGHLIN G.
The reality of dental CAD / CAM : Hype or Hope ?
Tex. Dent. J., 1992, 109 : 21-25

89.McLEAN J.M., VON FRAUNHOFER J.A.
The estimation of cement film thickness by an in vivo technique.
Br. Dent. J., 1971, 131 : 107-111

90.MILLEDING P., HAAG P., NEROTH B., RENZ J.
Two years of clinical experience with Procera titanium crowns.
Int. J. Prosthodont., 1998, 11 : 224-232

91.MITCHELL D.L., SYNNOTT S.A., VAN DERCREEK J.A.
Tissue reaction involving an intra-oral skin graft and CP titanium abutments : a clinical report.
Int. J. Oral Maxillofac. Surg., 1990, 5 : 79-84

92.MÖRMANN W.H., BRANDESTINI M., LUTZ F.
Chaiside computer-aided direct ceramic inlays.
Quintessence Int., 1989, 20 : 329-339

93.MUSTER D., CHAMPY M.
Le problème d'interface os-biomatériaux.
Actual. Odonto-Stomatol., 1978, 121 : 109-124

94. MUSTER D.
Biomatériaux en chirurgie osseuse et dentaire.
Encycl. Méd. Chir, Stomatol-Odontol., 1, 22014F10, 1987, 2 p

95. NALLY J.N.
Matériaux et alliages dentaires.
Paris : Prélat, 1964. –198 p-

96. NEIVA G., YAMAN P., DENNISON J.B., RAZZOOG M.E., LANG R.
Resistance of fracture to the all-ceramic system.
J. Esthet. Dent., 1998, 10 : 60-66

97. NENTWIG G.H., ROMANOS G., STRATE J.
Potentiel biologique du joint transmuqueux autour des implants enfouis.
Alternatives, 1999, 3 : 37-44

98. NILSON H., BERGMAN B., BESSINGS C., LUNDQUIST P., ANDERSSON M.
Titanium copings veneered with Procera ceramics : a longitudinal clinical study.
Int. J. Prosthodont., 1994, 7 : 115-119

99. O'BRIEN W.J.
A new small-colour-difference equation for dental shades.
J. Dent. Res., 1990, 69 : 1762-1764

100. ODEN A., ANDERSSON M. AND COLL.
Five year clinical evaluation of Procera All-Ceram crowns.
J. Prosthet. Dent., 1998, 80 : 450-456

101. ODEN A., RAZZOOG M.E.
"Masking ability" of Procera All-Ceram copings of various thickness.
J. Dent. Res., 1997, 76 : 310

102. OGOLNIK R., PICARD B., DENRY I.
Cahiers de biomatériaux dentaires.
Paris : Ed. Masson, 1992. –96 p-

103. OGOLNIK R., VIGNON M., TAIEB F.
Prothèse fixée : principes et pratique.
Paris : Ed. Masson, 1993. –246 p-

104. PAGE L., HALPERN B.G.
Restorative dentistry : interactions with periodontics.
Restorative Dent., 1993, 37 : 457-463

105. PALACCI P.
Optimal implant positioning an soft tissue management for the Bränemark system.
Chicago : Quintessence Books, 1995.-83 p-

106. PARMA-BENFENATI S., FUGAZZOTTO P.A., RUBEN M.P.
The effect of restorative margins on the post surgical development and nature of the periodontium. Part 1.
Int. J. Periodont. Rest. Dent., 1985, 5 : 31-50

107. PARMA-BENFENATI S., FUGAZZOTTO P.A., RUBEN M.P.
The effect of restorative margins on the post surgical development and nature of the periodontium. Part 2 : Anatomical considerations.
Int. J. Periodont. Rest. Dent., 1986, 1 : 65-75

108. PERELMUTERS S.
Le concept In Ceram : Onlays, facettes, couronnes et bridges céramiques sans support métallique.
Paris : CdP, 1993.-97 p-

109. PERSSON M., ANDERSSON M., BERGMAN B.
The accuracy of a high-precision digitizer for CAD / CAM of crowns.
J. Prosthet. Dent., 1995, 74 : 223-229

110. PHILLIPS D.S., MITCHELL T.E., HEUER A.H.
Precipitation in star sapphire, III. Chemicals effects accompanying precipitation.
Phil. Mag., 1980, 42 : 417-432

111. PICARD B., TAVERNIER B., HARY F., BUSSAC G.
Prothèse implantaire.
Paris : CdP, 2000.-104 p-

112. PONITZ D.P., GERSHKOFF A., WELLS H.
Passage of orally administered tetracycline into gingival crevice around natural teeth and around protruding subperiosteal implant abutments in man.
Dent. Clin. North Am, 1970, 14 : 125-136

113. PRESTITINE V., INGBER A., KRAVITZ J.
Clinical and laboratory considerations in the use of a new all-ceramic restorative system.
PPAD, 1998, 10 (5) : 567-575

114. RAE T.
The haemolytic action of particulate metals (Cd, Cr, Co, Fe, Mo, Ni, Ta, Ti, Zn, Co-Cr alloy).
J. Pathol., 1978, 125 (2) : 81-89

115. RAJZBAUM P.
Piliers en céramique
Implant, 2001, 7 (3) : 211-214

116. RAZZOOG M.E., LANG R.
Research evaluations of a new all-ceramic system.
PPAD, 1998, 4 : 1-3

117. RECLARU L., MEYER J.M., HOLDING P.X.
Corrosion of titanium and dental alloys in presence of fluoride.
J. Dent. Res., 1995, 74 : 474-480

118. REKOW D.
Dental CAD / CAM systems : What is state of the art ?
J. Am. Dent. Assoc., 1991, 122 : 43-48

119. REKOW E.D.
High technology innovations and limitations for restorative dentistry.
Dent. Clin. North Am., 1993, 37 : 513-524

120. RUSSEL M., ANDERSSON M., DALHMO K., RAZZOOG M.E., LANG B.
A new computer-assisted method for fabrication of crowns and fixed partial dentures.
Quintessence Int., 1995, 26 : 757-763

121. SADAN A., HEGENBARTH E.
A simplified and partial method for optimising aesthetic results utilizing a new high-strength all-ceramic system.
PPAD, 1998, 4 : 4-9

122. SAMAMA Y., OLLIER J.
Une nouvelle approche dans l'élaboration de céramo-céramiques : le système Procera.
Inf. Dent., 1999, 3 : 161-171

123. SCHLEGEL D., REICHART P.A., PFAFF U.
Experimental bacteremia to demonstrate the barrier function of epithelium and connective tissue surrounding oral endosseous implants.
Int. J. Oral Surg., 1978, 7 : 569-572

124. SEYMOUR K.G., DAYANANDA Y.D., LYNCH S., LYNCH E.J.
Metal ceramic crowns – a review of tooth preparation.
Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent., 1999, 7 : 79-84

125. SEYMOUR K.G., TAYLOR M., DAYANANDA Y.D., LYNCH S., LYNCH E.J.
Variation in labial shoulder geometry of metal ceramic crown preparations : a finite element analysis.
Eur. J. Prosthodont. Res. Dent., 1997, 5 : 131-136

126. SHILLINGBURG H.T.
Bases fondamentales en prothèse fixée.
Paris : CdP, 1998.-592 p-

127. SKINNER E.W., PHILLIPS R.W.
Science des matériaux dentaires.
Paris : Prélat, 1971. –683 p-

128. SMALL P.N., TARNOW D.P.
Gingival recession around implants : a 1 year longitudinal prospective study.
Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 2000, 15 : 527-532

129. SMEDBERG J., EKENBÄCK J., LOTHIGIUS E., ARVIDSON K.
Two year follow-up study of Procera ceramic fixed partial dentures.
Int. J. Prosthodont., 1998, 11 : 145-149

130. STEFLIK D.E., CORPE R.S., YOUNG T.R., BUTTLE K.
In vivo evaluation of the biocompatibility of implanted biomaterials : morphology of the implant-tissue interactions.
Implant Dentistry, 1998, 7 : 338-458

131. STEFLIK D.E., SISK A.L., PARR G.A., LAKE F.T., HANES P.J.
Experimental studies of the implant-tissue interface.
J. Oral Implant., 1993, 19 : 90-94

132. STEINEMANN S.G.
Titanium-the material of choice ?
J. Periodontol., 1998, 17 : 7-21

133. SULAIMAN F., CHAI J., JAMESON Lee M., WOZNIAK W.T.
A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress and Procera crown.
Int. J. Prosthodont., 1997, 10 : 478-484

134. SYKARAS N., LACOPINO A.M., MARKER V.A., TRIPLETT R.G., WOODY R.D.
Implant materials, designs, and surface topographies : their effect on Osseointegration. A literature review.
Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 2000, 15 : 675-690

135. TINSCHERT J., ZWEZ D., MARX R., ANUSAVICE K.J.
Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics.
J. Dent., 2000, 28 : 529-535

136. TOTH R., PARR G., GARDNER K.
Soft tissue response to endosseous titanium oral implants.
J. Prosthet. Dent., 1985, vol. 54, 4 : 564-567

137. UNGER F., LEMAITRE P., HOORNAERT A.
Prothèse fixée et parodonte
Paris : CdP, 1997. -151 p–

138. VACEK J.S., GHER M.E., ASSAD D.A., RICHARDSON A.C., GIAMBARRESI L.I.
The dimensions of the human dentogingival junction.
Int. J. Periodont. Rest. Dent., 1994, 14 : 155-165

139. VON RECUM A.F., OPITZ H., WU E.
Collagen types I and III at the implant / tissue interface.
J. Biomed. Mat. Res., 1993, 27 : 757-761

140. WAGNER W.C., CHU T.M.
Apparent flexural strength of porcelain veneered all-ceramic core material.
J. Dent. Res., 1996, 75 : 284

141. WAGNER W.C., CHU T.M.
Biaxial flexural strength and indentation fracture thoughness of three new dental core ceramics.
J. Prosthet. Dent., 1996, 76 : 140-144

142. WALL J.P., CIPRA D.L.
Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice ?
Dent. Clin. North Am., 1992, 36 : 765-782

143. WANG R.R., FENTON A.
Titanium for prosthodontic applications : a review of literature.
Quintessence Int., 1996, vol. 27, 6 : 401-408

144. WATAHA J.C., LOCKWOOD P.E.
Release of elements from dental casting alloys into cell-culture medium over 10 months.
Dent. Mater., 1998, 14 : 158-163

145. WATAHA J.C., LOCKWOOD P.E., NELSON S.K., BOUILLAGUET S.
Long-term cytoxicity of dental casting alloys.
Int. J. Prosthodont., 1999, 12 : 242-248

146. WATAHA J.C., MALCOLM C.T., HANKS C.T.
Correlation between cytotoxicity and the elements released by dental casting alloys.
Int. J. Prosthodont., 1995, 8 : 9-14

147. WEBER H.P., BUSER D., DONATH K., FIORELLINI J.P., DOPPALAPUDI V., PAQUETT D.W.
Comparison of healed tissues adjacent to submerged and non-submerged titanium dental implants. A histometric study in beagle dogs.
Clin. Oral Implants Res., 1996, 7 : 11-19

BIBLIOTHÈQUE PHARMACIE ODONTOLOGIE NANCY

148. WHITE S.N., CAPUTO A.A., LI Z.C., ZHAO X.Y.
Modules of rupture of the Procera All-Ceramic system.
J. Esthet. Dent., 1996, 8 : 120-126

149. WILSON FD., HACKER CH., RAZZOOG M.E., WAGNER W.C., LANG B.R.
An investigation of enamel wear opposing AllCeram copings [Abstract 3]
J. Dent. Res., 1997, 76 : 63

150. WINKELMAN R., ORTH K.
Dental Implants : Fundamental and advanced laboratory technology.
Barcelona : Espaxs, 1994.-207 p-

151. ZAGURY S., ANTOUN H., MISSIKA P.
Aménagements de la muqueuse péri-implantaire : intégration dans la chronologie du traitement.
J. Parodontol. Impl. Orale, 1999, 19 : 59-71

152. ZENG K., ODEN A., ROWCLIFFE D.
Flexture tests on dental ceramics.
Int. J. Prosthodont., 1996, 9 : 434-439

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION **1**

1. RAPPELS SUR LES RAPPORTS PARODONTE/PILIER PROTHETIQUE. **4**

1.1. STRUCTURES PARODONTALES AUTOUR D'UNE DENT NATURELLE 4
1.1.1. Au niveau macroscopique. *4*
1.1.1.1. La gencive. 4
1.1.1.2. Le desmodonte. 5
1.1.1.3. Le cément. 5
1.1.1.4. L'os alvéolaire. 6
1.1.2. Au niveau histologique. *6*
1.1.2.1. L'épithélium gingival de surface. 6
1.1.2.2. L'épithélium sulculaire. 7
1.1.2.3. L'épithélium de jonction. 7
1.1.2.4. Le tissu conjonctif. 8
1.1.2.5. Le desmodonte. 9
1.1.2.6. Le cément. 10
1.1.2.7. L'os alvéolaire. 10
1.1.3. Physiologie et mécanismes de défense de la jonction gingivo-dentaire. *11*
1.1.4. Notion d'espace biologique. *12*
1.2. RAPPORTS TISSUS MOUS / IMPLANT. 14
1.2.1. Aspects macroscopiques. *14*
1.2.2. Aspects histologiques. *14*
1.2.2.1. Attache épithéliale. 16
1.2.2.2. Tissu conjonctif. 17
1.2.2.3. Sillon péri-implantaire et fluide sulculaire. 18
1.2.3. Processus de cicatrisation. *19*
1.2.4. Les réactions des tissus péri-implantaires : *21*
1.2.4.1. Face au titane. 21
1.2.4.2. Face à la céramo-alumine. 21
1.2.4.3. Face à la plaque bactérienne. 23
1.2.5. Comparaison entre les implants en un ou deux temps chirurgical (aux). *23*
1.2.5.1. Tissus mous autour des implants enfouis. 23
1.2.5.2. Tissus mous autour des implants non-enfouis. 24
1.2.6. Comparaison de la muqueuse péri-implantaire adjacente à différents types de piliers prothétiques. *26*
1.3. CONCEPTS PROTHETIQUES IMPLIQUES DANS L'INTEGRATION PARODONTALE. 27
1.3.1. Préparation périphérique pour coiffes prothétiques – limites de préparation. *27*
1.3.1.1. Les différentes formes de limites cervicales. 28
1.3.1.2. Localisation des limites cervicales. 32
1.3.2. Le profil d'émergence. *33*
1.3.2.1. Rôle d'un profil d'émergence physiologique. 34
1.3.2.2. Faces proximales et embrasures. 36
1.3.2.3. Spécificité de l'implant en tant que support prothétique. 36
1.3.2.4. Amélioration du profil d'émergence en implantologie. 38
1.3.3. Conditions de santé parodontale. *39*

2. RAPPELS SUR LA BIOCOMPATIBILITE DES ALLIAGES DENTAIRES **42**

2.1. LES DIFFERENTS ALLIAGES UTILISES EN ODONTOLOGIE 42

BIBLIOTHÈQUE PHARMACIE ODONTOLOGIE NANCY

2.1.1. Définitions. ... *42*
2.1.2. Structure : composants et phase d'un alliage. ... *42*
2.1.3. Alliages précieux (en odontologie prothétique). ... *43*
2.1.3.1. Propriétés physiques ... 44
2.1.3.2. Propriétés mécaniques ... 45
2.1.4. Alliages non-précieux (en odontologie prothétique) ... *45*
2.1.4.1. Nickel-Chrome ... 46
2.1.4.2. Chrome-Cobalt ... 48
2.1.5. Métaux purs constituant les alliages ... *50*
2.1.5.1. Métaux purs précieux ... 50
2.1.5.2. Métaux purs non-précieux ... 50
2.2. BIOMATERIAUX ET BIOCOMPATIBILITE ... 51
2.2.1. Définitions. ... *51*
2.2.1.1. Biomatériaux ... 51
2.2.1.2. Biocompatibilité ... 52
2.2.2. Corrosion dans le milieu buccal. ... *53*
2.2.2.1. Corrosion chimique ... 53
2.2.2.2. Corrosion électrochimique ... 54
2.2.2.3. Corrosion biologique ... 54
2.2.2.4. Phénomène de passivation ... 54
2.2.2.5. Facteurs de corrosion ... 54
2.2.3. Allergènicité. ... *55*
2.2.4. Cytotoxicité. ... *56*
2.2.5. Mutagenèse et cancérogenèse ... *57*
2.3. LE TITANE ... 58
2.3.1. Introduction ... *58*
2.3.1.1. Historique ... 58
2.3.1.2. Généralités ... 58
2.3.2. Propriétés ... *59*
2.3.2.1. Physiques ... 59
2.3.2.2. Chimiques ... 61
2.3.3. Le titane et ses alliages. ... *62*
2.3.3.1. Le titane pur ou non-allié ... 62
2.3.3.2. Les alliages de titane ... 63
2.3.4. Utilisation en odontologie ... *64*
2.3.5. Biocompatibilité du titane ... *65*
2.3.5.1. Corrosion ... 65
2.3.5.2. Allergènicité ... 67
2.3.5.3. Cytotoxicité ... 68
2.3.5.4. Cancérogènicité ... 70
2.4. LES CERAMIQUES ... 70
2.4.1. Introduction ... *70*
2.4.2. Historique ... *71*
2.4.3. Composition minéralogique ... *72*
2.4.4. Composition chimique ... *72*
2.4.5. Classification des céramiques ... *73*
2.4.5.1. En fonction de leur température de fusion ... 73
2.4.5.2. Evolution des céramiques modernes ... 73
2.4.6. Propriétés physico-chimiques et mécaniques. ... *75*
2.4.7. Propriétés biologiques : comportement dans le milieu buccal ... *76*

3. PRESENTATION DU SYSTEME PROCERA®. 77

3.1. HISTORIQUE. 77
3.2. PRINCIPE. 78
3.3. PROTOCOLE POUR LA REALISATION DE COURONNES PROCERA® ALLCERAM OU DE FACETTES PROCERA® LAMINATE. 79
3.3.1. Préparation des dents. 79
3.3.2. Empreintes et modèles. 81
3.3.3. Enregistrement de la préparation par le scanner et élaboration virtuelle de la chape. 82
3.3.3.1. Enregistrement des contours de la préparation. 82
3.3.3.2. Elaboration virtuelle de la cupule (ou chape). 82
3.3.4. Fabrication de la chape en alumine. 83
3.3.4.1. Elaboration d'un second modèle de travail. 83
3.3.4.2. Frittage et meulage du matériau (Al2O3). 83
3.3.4.3. Cuisson du matériau. 83
3.3.4.4. Finition de la cupule au laboratoire de prothèse. 83
3.3.5. Réalisation de la céramique cosmétique. 84
3.3.6. Scellement de la couronne Procera® AllCeram. 84
3.4. PROTOCOLE POUR LA REALISATION D'INLAY-CORE PROCERA® ABUTMENT EN TITANE OU EN ALUMINE. 87
3.4.1. Au cabinet, aucun changement ! 87
3.4.2. Gestion de l'empreinte au laboratoire. 87
3.4.3. Confection de la maquette. 87
3.4.4. Scannage de la maquette en cire. 87
3.4.5. Contrôle des données enregistrées. 88
3.4.6. Transfert des données en Suède et usinage de la pièce. 88
3.4.7. Vérification du pilier. 88
3.4.8. Essayage en bouche. 89
3.4.8.1. Elément unitaire. 89
3.4.8.2. Prothèse plurale. 89
3.4.9. Pose en bouche. 89
3.5. EVALUATION DE LA COURONNE PROCERA® ALLCERAM : QUELQUES ETUDES. 92
3.5.1. Résistance de la couronne. 92
3.5.2. Stabilité de la teinte de la couronne. 96
3.5.3. Capacité à dissimuler les dyschromies 96
3.5.4. Caractéristiques d'usure de la couronne. 97
3.5.5. Précision du joint prothétique. 99
3.5.6. Adhérence de la couronne après scellement. 100
3.5.7. Biocompatibilité de la couronne. 102
3.5.8. Evaluation clinique de la couronne. 103
3.5.9. Evaluation clinique des bridges et des couronnes avec chapes en titane et céramique basse-fusion. 103
3.6. AVANTAGES DE LA COURONNE PROCERA® ALLCERAM. 104
3.6.1. Par rapport aux procédés céramo-métalliques. 104
3.6.2. Au niveau parodontal. 105
3.7. AVANTAGES ET INCONVENIENTS DES COURONNES PROCERA® AVEC CHAPES EN TITANE USINE ET CERAMIQUE BASSE-FUSION. 105
3.8. AVANTAGES DES PILIERS PROCERA® ABUTMENT. 106

4. PRESENTATION DE CAS CLINIQUES. 110

4.1. COURONNES PROCERA® ALLCERAM. 111

4.1.1. Cas clinique n°1. 111

4.1.2. Cas clinique n°2. 112

4.2. PILIERS PROCERA® ABUTMENT. 114

4.2.1. Cas clinique n°3. 114

4.2.2. Cas clinique n°4 : : implant unitaire, pilier et couronne Procera®. 116

4.2.3. Cas clinique n°5. 117

4.2.4. Cas clinique n°6. 121

CONCLUSION 122

ANNEXES 124

BIBLIOGRAPHIE 128

TABLE DES MATIERES 149

BIBLIOTHÈQUE PHARMACIE ODONTOLOGIE NANCY

HELFER Maxime – « Avantages du système Procera® dans l'intégration parodontale des prothèses fixées et des prothèses sur implants » 153 f.

Th : Chir. Dent. : NANCY 1 : 2002

Mots clés :
-Procera
-Prothèse dentaire
-Implantologie
-Tissus péri-implantaires
-Titane
-Biocompatibilité

BIBLIOTHEQUE PHARMACIE ODONTOLOGIE NANCY

HELFER Maxime – « Avantages du système Procera® dans l'intégration parodontale des prothèses fixées et des prothèses sur implants »

Th : Chir. Dent. : NANCY 1 : 2002

Profitant de l'essor des implants unitaires et des notions toujours plus importantes d'esthétique et de biocompatibilité, Nobel Biocare® a proposé il y a maintenant quelques années, un système innovant conciliant toutes ces données : le système Procera®. Celui-ci permet la réalisation de couronnes entièrement en céramique (chape en alumine) et d'inlay-cores implantaires individualisés en titane usiné dans la masse.

Dans un premier temps, des rappels fondamentaux sur le parodonte et les tissus péri-implantaires ainsi que des notions prothétiques sont présentés. Puis nous nous proposons de rappeler les notions de biocompatibilité et d'évaluer celle-ci pour les principaux matériaux prothétiques et implantaires. Ensuite nous présentons le système Procera®, sa mise en œuvre et par une étude bibliographique fouillée, tous ses avantages au niveau parodontal. Enfin, cinq cas cliniques sont présentés en fin d'ouvrage pour illustrer nos propos.

JURY :

Pr.LOUIS J.P.	Professeur des Universités	Président
Pr. FONTAINE A.	Professeur 1er grade	Juge
Dr.AMBROSINI P.	Maître de Conférences des Universités	Juge
Dr.PENAUD J.	Maître de Conférences des Universités	Juge

Adresse de l'auteur : Maxime HELFER
10, rue de la source
54000 NANCY

université HENRI POINCARÉ NANCY 1

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Jury : Président : J.P. LOUIS – Professeur des Universités
Juges : A. FONTAINE – Professeur de 1er Grade
P. AMBROSINI – Maître de Conférences des Universités
J. PENAUD – Maître de Conférences des Universités

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

---

présentée par: **Monsieur HELFER Maxime**

né(e) à: **NANCY (Meurthe-et-Moselle)** le **09 juin 1977**

et ayant pour titre : **«Intérêts du système PROCERA ® dans l'intégration parodontale des prothèses fixées et des prothèses sur implants »**

Le Président du jury,

J.P. LOUIS

Le Doyen,
de la Faculté de Chirurgie Dentaire

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE 96, av. de Lattre de Tassigny
Le Doyen
Pr J.P. LOUIS
BP 3034 - 54012 NANCY CEDEX
UNIVERSITE HENRI POINCARÉ NANCY I

J.P. LOUIS

Autorise à soutenir et imprimer la thèse

NANCY, le 13 mai 2002 n° 1340

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

UNIVERSITÉ HENRI POINCARÉ, NANCY
LE PRÉSIDENT

J. BURLET

UNIVERSITÉ HENRI POINCARÉ · NANCY 1
24-30, rue Lionnois B.P.3069 54013 Nancy cedex
Tél : 83 32 81 81 Fax : 83 32 95 90
Adresse électronique : _____ @presn1.u-nancy.fr

HELFER Maxime – « Avantages du système Procera® dans l'intégration parodontale des prothèses fixées et des prothèses sur implants » 153 f.

Th : Chir. Dent. : NANCY 1 : 2002

Mots clés :
-Procera
-Prothèse dentaire
-Implantologie
-Tissus péri-implantaires
-Titane
-Biocompatibilité

HELFER Maxime – « Avantages du système Procera® dans l'intégration parodontale des prothèses fixées et des prothèses sur implants »

Th : Chir. Dent. : NANCY 1 : 2002

Profitant de l'essor des implants unitaires et des notions toujours plus importantes d'esthétique et de biocompatibilité, Nobel Biocare® a proposé il y a maintenant quelques années, un système innovant conciliant toutes ces données : le système Procera®. Celui-ci permet la réalisation de couronnes entièrement en céramique (chape en alumine) et d'inlay-cores implantaires individualisés en titane usiné dans la masse.

Dans un premier temps, des rappels fondamentaux sur le parodonte et les tissus péri-implantaires ainsi que des notions prothétiques sont présentés. Puis nous nous proposons de rappeler les notions de biocompatibilité et d'évaluer celle-ci pour les principaux matériaux prothétiques et implantaires. Ensuite nous présentons le système Procera®, sa mise en œuvre et par une étude bibliographique fouillée, tous ses avantages au niveau parodontal. Enfin, cinq cas cliniques sont présentés en fin d'ouvrage pour illustrer nos propos.

JURY :

Pr.LOUIS J.P.	Professeur des Universités	Président
Pr. FONTAINE A.	Professeur 1er grade	Juge
Dr.AMBROSINI P.	Maître de Conférences des Universités	Juge
Dr.PENAUD J.	Maître de Conférences des Universités	Juge

Adresse de l'auteur : Maxime HELFER
10, rue de la source
54000 NANCY