

UNIVERSITE DE NANTES  
UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

-----

Année : 2007

N°: 47

**INCIDENCE DES CARACTERISTIQUES DE  
L'IMPLANT ET DE LA JONCTION IMPLANTO-  
PROTHETIQUE SUR L'INTEGRATION  
BIOLOGIQUE, CONSEQUENCES ESTHETIQUES**

THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT DE  
DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

*présentée  
et soutenue publiquement par*

**BENECH Christelle**

Née le 23 juillet 1983

*Le 18 septembre 2007 devant le jury ci-dessous*

*Président* : M. le Professeur Olivier LABOUX

*Assesseur* : M. le Docteur Alain HOORNAERT

*Assesseur* : M. le Docteur Sylvain LEBORGNE

*Directeur de thèse : M. le Docteur Yves AMOURIQ*

# TABLE DES MATIERES

<b>TABLE DES MATIERES.....</b>	<b>1</b>
<b>INTRODUCTION .....</b>	<b>5</b>
<b>1 GENERALITES.....</b>	<b>6</b>
1.1 RAPPELS SUR L'OSTEOINTEGRATION .....	6
1.1.1 HISTORIQUE.....	6
1.1.2 FACTEURS DETERMINANT L'OSTEOINTEGRATION.....	7
1.1.3 EVALUATION DE L'OSTEOINTEGRATION.....	9
1.1.3.1 Evaluation radiographique .....	9
1.1.3.2 Evaluation par RFA (Analyse de la Fréquence de Résonance) .....	10
1.1.3.3 Paramètres parodontaux .....	11
1.1.4 REPONSE OSSEUSE PERI-IMPLANTAIRE.....	12
1.1.4.1 Principes de la cicatrisation osseuse .....	12
1.1.4.2 Etapes de la cicatrisation osseuse.....	13
1.1.4.3 La résorption osseuse péri-implantaire .....	14
1.2 RAPPELS SUR LA MUCOINTEGRATION .....	15
1.2.1 DESCRIPTION DE L'ATTACHE MUQUEUSE PERI-IMPLANTAIRE.....	15
1.2.2 COMPARAISON ENTRE L'ATTACHE MUQUEUSE PERI-IMPLANTAIRE ET PERI-DENTAIRE.....	17
1.2.2.1 Nature de l'attache cellulaire (cellules épithéliales) .....	17
1.2.2.2 Nature de l'attache fibreuse (fibres conjonctives) .....	18
1.2.2.3 Récapitulatif .....	20
1.2.3 ROLE DE L'ATTACHE EPITHELIO-CONJONCTIVE .....	20
1.3 CRITERES DE SUCCES D'UNE RESTAURATION IMPLANTO-PORTEE .....	22
1.3.1 CRITERES DE SUCCES IMPLANTAIRE .....	22
1.3.1.1 Physiologie de l'ostéointégration .....	22
1.3.1.2 Physiologie de la muco-intégration.....	25
1.3.1.3 Critères de succès implantaire proprement dits .....	27
1.3.2 CRITERES DE SUCCES PROTHETIQUE .....	35
1.3.2.1 Critères fonctionnels .....	36
1.3.2.2 Critères esthétiques .....	36
1.3.3 CRITERES DE SUCCES THERAPEUTIQUE.....	39
<b>2 COMPOSITION .....</b>	<b>40</b>
2.1 COMPOSITION DE L'IMPLANT.....	40

2.1.1	HISTORIQUE.....	40
2.1.1.1	Evolution des concepts.....	40
2.1.1.2	Evolution des matériaux utilisés .....	40
2.1.2	LE TITANE .....	41
2.1.2.1	TCP: Titane Commercialement Pur.....	42
2.1.2.2	Alliages de titane.....	42
2.1.2.3	Modifications chimiques de la couche d'oxyde de titane TiO <sub>2</sub> .....	43
2.1.3	LA ZIRCONE .....	44
2.1.3.1	Col implantaire en zirconium .....	44
2.1.3.2	Implant totalement en zirconium : mythe ou réalité ? .....	48
2.1.4	AUTRES MATERIAUX .....	48
2.1.5	CAS PARTICULIER : LES METAUX POREUX.....	49
2.1.6	CONCLUSION .....	49
2.2	COMPOSITION DU PILIER IMPLANTAIRE .....	50
2.2.1	BIOMATERIAUX METALLIQUES .....	50
2.2.1.1	Généralités.....	50
2.2.1.2	Les alliages nobles .....	51
2.2.1.3	Les alliages non nobles .....	51
2.2.1.4	Le titane et ses alliages.....	51
2.2.2	BIOMATERIAUX CERAMIQUES .....	52
2.2.3	INCIDENCE DU MATERIEL UTILISE POUR LE PILIER IMPLANTAIRE SUR L'ATTACHE EPITHELIO-CONJONCTIVE .....	54
2.2.3.1	Le TCP et la céramique (à base d'oxydes d'aluminium et de zirconium).....	54
2.2.3.2	L'or et la céramique de laboratoire .....	55
2.2.3.3	Conclusion.....	55
2.3	COMPOSITION DE LA RESTAURATION PROTHETIQUE.....	58
2.3.1	BIOMATERIAUX METALLIQUES .....	58
2.3.2	BIOMATERIAUX CERAMIQUES .....	58
2.3.2.1	L'oxyde d'alumine .....	58
2.3.2.2	La zirconium ou oxyde de zirconium .....	59
2.3.3	LA RESINE .....	61
<b>3</b>	<b>ETAT DE SURFACE.....</b>	<b>62</b>
3.1	ETAT DE SURFACE DE L'IMPLANT .....	62
3.1.1	GENERALITES.....	62
3.1.1.1	La rugosité de surface .....	62
3.1.1.2	Comparaison surfaces rugueuses <i>versus</i> surfaces lisses .....	63
3.1.2	LES DIFFERENTES SURFACES RUGUEUSES.....	71
3.1.2.1	Traitement par addition .....	71
3.1.2.2	Traitement par soustraction.....	72
3.1.2.3	Autres traitements .....	78
3.1.2.4	Cas particulier : Les métaux poreux.....	84
3.2	ETAT DE SURFACE DU PILIER IMPLANTAIRE.....	86
3.2.1	Réponse muqueuse péri-implantaire .....	86
3.2.2	Accumulation de plaque bactérienne .....	86

3.3	CHOIX DE L'ETAT DE SURFACE .....	88
3.3.1	Etat de surface du corps implantaire .....	88
3.3.2	Etat de surface du col implantaire et du pilier.....	89
<b>4</b>	<b>FORMES ET DIMENSIONS .....</b>	<b>90</b>
4.1	IMPLANT .....	90
4.1.1	MORPHOLOGIE IMPLANTAIRE.....	90
4.1.1.1	Historique de l'évolution des formes implantaire .....	91
4.1.1.2	Implants vissés .....	92
4.1.1.3	Implants impactés.....	106
4.1.2	DIAMETRE IMPLANTAIRE .....	107
4.1.2.1	Implants de diamètre standard (3,75 à 4,1mm).....	107
4.1.2.2	Implants de petit diamètre (< 3,4mm).....	108
4.1.2.3	Implants de gros diamètre (> 4,5mm).....	110
4.1.2.4	Diamètre du col implantaire.....	117
4.1.2.5	Choix du diamètre implantaire.....	120
4.1.3	LONGUEUR IMPLANTAIRE.....	122
4.1.3.1	Longueur du corps implantaire .....	122
4.1.3.2	Longueur du col implantaire .....	123
4.1.3.3	Rapport hauteur de la couronne/longueur de l'implant (C/I).....	124
4.1.3.4	Choix de la longueur implantaire .....	124
4.1.4	CONICITE IMPLANTAIRE .....	125
4.1.5	PLATE-FORME PROTHETIQUE : L'implant à plate-forme festonnée.....	129
4.1.5.1	Implications cliniques .....	129
4.1.5.2	Avantages.....	130
4.1.5.3	Indications .....	131
4.1.5.4	Conclusion.....	131
4.1.6	RECAPITULATIF : .....	132
	Les différents paramètres implantaire et leurs effets respectifs .....	132
4.2	SUPRASTRUCTURE PROTHETIQUE .....	134
4.2.1	FORME DU PILIER IMPLANTAIRE.....	134
4.2.1.1	Les différentes techniques de réalisation .....	134
4.2.1.2	Classification selon la forme du profil d'émergence .....	137
4.2.1.3	Cahier des charges d'un pilier implantaire.....	145
4.2.2	FORME DE LA RESTAURATION PROTHETIQUE IMPLANTAIRE .....	149
4.2.2.1	Prothèse fixée .....	150
4.2.2.2	Prothèse amovible sur implant .....	160
<b>5</b>	<b>LA JONCTION IMPLANTO-PROTHETIQUE .....</b>	<b>162</b>
5.1	SYSTEME DE CONNEXION .....	162
5.1.1	CLASSIFICATION DES DIFFERENTS TYPES DE CONNEXION .....	162
5.1.1.1	Connexion polygonale externe.....	163
5.1.1.2	Connexion polygonale interne .....	166
5.1.1.3	Connexion interne sans dispositif anti-rotationnel.....	172

5.1.2	COMPARAISON DES DIFFERENTS SYSTEMES .....	176
5.2	LA JONCTION IMPLANTO-PROTHETIQUE .....	183
5.2.1	LE RESPECT DE L'ESPACE BIOLOGIQUE .....	183
5.2.1.1	Implants en une partie .....	185
5.2.1.2	Implants en deux parties.....	191
5.2.1.3	Conclusion.....	214
5.2.2	CONSEQUENCE ESTHETIQUE : LA PAPILLE INTERDENTAIRE.....	215
5.3	CAS PARTICULIER : LE PLATFORM SWITCHING .....	217
5.3.1	DEFINITION DU CONCEPT « PLATFORM SWITCHING » .....	217
5.3.2	INCIDENCE SUR L'ESPACE BIOLOGIQUE .....	218
5.3.3	INDICATIONS .....	220
5.3.4	CONCLUSION .....	221
<b>CONCLUSION .....</b>		<b>222</b>
<b>REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES .....</b>		<b>224</b>
<b>TABLE DES ILLUSTRATIONS .....</b>		<b>243</b>
<b>AUTORISATIONS.....</b>		<b>245</b>

# INTRODUCTION

Le succès en prothèse implanto-portée repose sur l'ostéointégration et la muco-intégration de l'implant ; et la zone transgingivale conditionne l'esthétique. L'esthétique en implantologie est basée sur l'obtention des papilles et d'une ligne des collets harmonieuse par rapport aux dents voisines ; et elle dépend essentiellement de l'absence de résorption osseuse autour du col implantaire, si le niveau initial de la crête osseuse est suffisant.

La stabilité tissulaire à long terme est garantie par une excellente biocompatibilité et une parfaite étanchéité de la jonction implant-pilier.

La connaissance des différents matériaux, formes et états de surface implantaires permet de prévoir les résultats de l'ostéointégration, particulièrement pour les implants enfouis [123]. Le choix implantaire est conditionné par différents paramètres cliniques, à savoir la morphologie de l'implant, la résistance mécanique, le diamètre, le type de connexion [60].

Après quelques généralités sur l'ostéo- et la muco-intégration ainsi que les critères de succès d'une restauration implanto-portée, nous traiterons les différents paramètres ayant une incidence dans l'obtention et le maintien d'un résultat apportant confort et satisfaction au patient. Tout d'abord, nous aborderons la biocompatibilité des matériaux. Puis, nous traiterons de l'état de surface. Ensuite, nous étudierons les formes et dimensions de l'implant et de la suprastructure prothétique. Enfin, nous nous attacherons à l'importance de la jonction implanto-prothétique.

## 1.1 RAPPELS SUR L'OSTEOINTEGRATION

### 1.1.1 HISTORIQUE

- L'implantologie a connu 6 grandes **périodes** d'évolution :
  - Les périodes antique (avant JC à 1000 après JC) et médiévale (1000 à 1800), pendant lesquelles l'implantologie était limitée ;
  - La période fondamentale (1800 à 1910), début de l'implantologie endo-osseuse ;
  - La période prémoderne (1910 à 1930), avec Payne et Greenfield ;
  - La période moderne, marquée par des innovations chirurgicales, prothétiques et concernant la biocompatibilité des matériaux utilisés ;
  - La période contemporaine (à partir des années 1970), avec l'introduction par Bränemark du principe d'ostéointégration.
  
- Les **concepts** concernant l'ostéointégration ont évolué au cours de ces périodes.

Berry (1888) soutient la nécessité d'une stabilité implantaire immédiate.

Greenfield (1910) insiste sur l'importance d'un contact étroit os-implant, et introduit des notions de chirurgie propre et de mise en fonction différée. Payne comble les espaces vides entre le diamètre de l'alvéole et son implant en panier cylindrique par de la gomme.

Adams préconise un implant enfoui avec un capuchon de cicatrisation.

Dans les années 1950, 60 et 70, de nombreux auteurs considèrent qu'une interface fibreuse est nécessaire et que l'ankylose compromet le pronostic implantaire, mais les implants aboutissent à des échecs à court et à moyen terme.

Brånemark et coll. ont suggéré pour la 1<sup>ère</sup> fois en 1969, la possibilité d'un contact direct entre l'os haversien vivant et un implant mis en charge ; ils ont introduit le concept d'ostéointégration (années 1980) et l'ont défini (1987) comme « une jonction anatomique et fonctionnelle directe entre l'os vivant remanié et la surface de l'implant mis en charge ». Avant l'introduction de la technique enfouie par Brånemark (1977), les implants étaient mis en charge immédiatement pour stimuler l'os et éviter la perte osseuse marginale. La mise en charge immédiate s'accompagnant d'une fibro-intégration, les résultats étaient instables et les échecs croissants avec le temps [59,65].

## 1.1.2 FACTEURS DETERMINANT L'OSTEOINTEGRATION

- Facteurs liés à l'hôte

- **Facteurs généraux**

L'âge jeune (enfance et adolescence), le sexe féminin du fait de l'ostéoporose post-ménopause, les affections cardio-vasculaires, endocriniennes, rhumatismales et du métabolisme osseux, les pathologies hématologiques, les médicaments (glucocorticoïdes, cyclosporine, lithium, nicotine, tétracyclines), les affections malignes traitées par irradiation ou chimiothérapie, certaines affections psychiatriques et des problèmes psychologiques peuvent représenter une contre-indication à la chirurgie implantaire [59]. L'âge avancé n'est pas une contre-indication, les sujets âgés ne risquent pas de résorption osseuse péri-implantaire plus rapide par rapport à des sujets jeunes [35].



- **Facteurs de risque** : tabac, alcoolisme

Le tabac et/ou l'alcool peuvent altérer la cicatrisation et le métabolisme osseux [59]. Mais, la seule variable ayant une réelle incidence sur l'importance de la perte osseuse est, d'après Tandlich et coll. [175], le tabac.

- **Facteurs locaux**

Une faible qualité [28, 59, 65, 94] et quantité osseuse [59, 65], une mauvaise vascularisation osseuse [59], des conditions locales empêchant l'obtention de la stabilité primaire implantaire [33, 65], la présence de dermatose buccale [59], un degré de résorption élevé [59], une hygiène défavorable et des antécédents de parodontite agressive [76], ainsi que la présence de défauts congénitaux [59] sont des facteurs défavorables pour l'obtention de l'ostéointégration.

- Facteurs liés à l'implant :

La biocompatibilité du matériau implantaire, la forme et l'état de surface de l'implant ont une influence importante sur l'ostéointégration. Ces facteurs seront détaillés dans les chapitres 2, 3 et 4.

- Impératifs chirurgicaux et prothétiques

Des précautions doivent être prises afin de respecter l'asepsie opératoire et de contrôler la température lors du forage [59, 60] ; l'implant doit être bien adapté au site osseux [45] et inséré avec des forces modérées [59, 60] ; les tissus gingivaux doivent être manipulés de façon atraumatique [59]. Des antécédents de pathologies dentaires et maxillaires sont souvent synonymes de formation de tissu fibreux cicatriciel, rendant le site impropre à l'implantation [59]. L'étude pré-implantaire permettra de déterminer la longueur et le diamètre [60, 65, 135, 138 139], le nombre [59], et

l'inclinaison des implants [59], ainsi que la répartition des forces occlusales [138, 139]. Enfin, il faudra respecter le temps de cicatrisation osseuse et veiller au maintien de l'ostéointégration [59]. Il semblerait que le délai de mise en charge (mise charge immédiate ou précoce) et que la technique chirurgicale (enfouie, non enfouie, extraction implantation immédiate) n'aient pas d'influence sur le remodelage osseux. Cela a été démontré chez le singe par Piatelli et coll. [137].

### 1.1.3 EVALUATION DE L'OSTEOINTEGRATION

#### 1.1.3.1 Evaluation radiographique

Le niveau osseux péri-implantaire peut être déterminé avec deux techniques, à savoir non invasive (radiographies standardisées) ou invasive (analyse histométrique), qui aboutissent au même résultat avec une précision de 0,1mm dans 73% des cas. Des méthodes non invasives et des études longitudinales peuvent donc être réalisées avec certitude [87]. De telles analyses peuvent se révéler utiles pour distinguer les changements physiologiques et pathologiques, ou les causes et les effets du remodelage osseux péri-implantaire.

Un certain nombre d'alliages dentaires, précieux et non précieux, sont à l'origine d'artéfacts, qui perturbent la lecture des IRM et du scanner, et se caractérisent par une perte de signal, voire des distorsions. D'après Savane et coll. [161], les artéfacts induits par le titane et ses alliages sont insignifiants et n'affectent presque pas la lecture de l'examen ; il n'y a pas de distorsions, et ceci quelle que soit la séquence des signaux.

Cependant, l'évaluation de la hauteur et de la régénération osseuse au niveau d'implants avec des défauts osseux vestibulaires n'est pas fiable. Les données de radiographies péri-apicales contribuent à surestimer leur ancrage osseux. Les coupes transversales reformatées par scanner reflètent en général le niveau osseux lingual [164].

### 1.1.3.2 Evaluation par RFA (Analyse de la Fréquence de Résonance)

La qualité de l'interface implant-tissu peut être évaluée par une technique *in vivo* fondée sur la fréquence de résonance (RF). L'analyse de la fréquence de résonance (RFA) (Fig. 1), mise au point par Meredith (1996), paraît un test clinique intéressant, simple, reproductible et non invasif malgré le faible recul clinique [28].

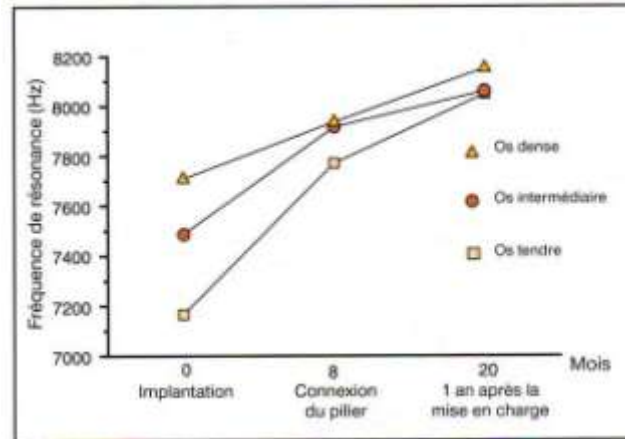


**Figure 1 Instrument de mesure de RFA et transducteur**

« Extrait du livre **Esthétique et implantologie : gestion des tissus osseux et péri-implantaires** »  
de PALACCI (Quintessence International) [131]

La fréquence de résonance (RF) est déterminée par deux paramètres : le degré de rigidité au niveau de l'interface os-implant et la quantité d'os entourant le transducteur. Si la rigidité de l'interface os-implant est élevée, la RF est forte, signe de stabilité implantaire.

Les perspectives de ce test sont donc de pouvoir suivre l'évolution de la stabilité implantaire au cours des différentes étapes de traitement et de connaître la densité osseuse. En effet, il existe une relation étroite entre la densité osseuse et l'augmentation de la stabilité d'un implant [163,28] (Fig. 2).



**Figure 2 Variations temporelles de RF et de stabilité de l'implant**

pour des implants maxillaires placés dans des os de densités faible, moyenne et importante.

« Extrait du livre **Esthétique et implantologie : gestion des tissus osseux et péri-implantaires** »  
de **PALACCI et coll.** (Quintessence International) [131]

La stabilité initiale est statistiquement différente ;  
mais après 8 et 20 mois, il n'existe plus de différences entre les os du fait  
de la formation osseuse, du remodelage et de la maturation à l'interface os-implant.

### 1.1.3.3 Paramètres parodontaux

Plusieurs paramètres cliniques parodontaux ont été proposés comme marqueurs diagnostiques pour évaluer le succès de l'implant (indice de plaque modifié, saignement au sondage, degré d'inflammation des tissus mous péri-implantaires), mais ils ne permettent pas de détecter les changements au niveau de la crête osseuse.

L'augmentation de la profondeur de la récession et du niveau de l'attache sont associées avec la perte osseuse, donc seraient de bons moyens de prédiction clinique. A l'inverse, la profondeur du sondage et la valeur du Periotest, non associés avec la perte de crête osseuse, ne seraient pas valables, pour prédire la perte osseuse, d'après Blanes [29]. Pourtant, Weber et coll. [187] rapportent que la seule corrélation significative prouvée est entre la profondeur de sondage et le niveau osseux marginal ; mais qu'une plus grande profondeur de sondage n'est cependant pas liée à la maladie.

En réalité, la corrélation entre l'accumulation de plaque, l'inflammation des tissus marginaux, la profondeur de sondage et la perte osseuse n'est pas bien comprise, pour les implants. Le consensus du Workshop in Periodontics de 1996 [55] a décrété que la valeur des paramètres parodontaux, pour évaluer la santé des tissus péri-implantaires, n'était pas prouvée.

## 1.1.4 REPONSE OSSEUSE PERI-IMPLANTAIRE

### 1.1.4.1 Principes de la cicatrisation osseuse

L'os est constitué d'os cortical (compact) et d'os spongieux (trabéculaire). L'os cortical offre un meilleur ancrage primaire de l'implant que l'os spongieux, car il est plus minéralisé (95% contre 30%). En règle générale, l'implant est en contact avec l'os cortical sur sa partie coronaire et en contact avec l'os spongieux au niveau du corps implantaire.

Le potentiel de régénération osseuse péri-implantaire est considérable, et quel que soit le type d'os, le mécanisme de cicatrisation est identique à celui d'une extraction dentaire. L'os se reforme autour des spires d'un implant vis et envahit les pores des implants rugueux.

Les conditions nécessaires à une réparation osseuse satisfaisante sont : la présence de cellules adéquates, une nutrition adéquate de ces cellules, et un stimulus approprié pour la réparation osseuse.

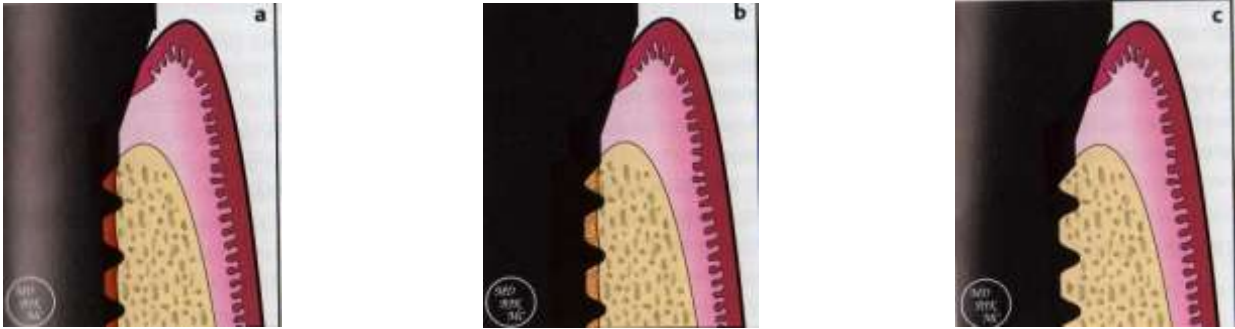
La qualité de l'ostéointégration dépend du pourcentage de contact direct os-implant et repose sur le choix d'un matériau biocompatible. Le pourcentage de contact os-implant dépend de l'état de surface implantaire, du matériau implantaire et de sa forme, de la qualité osseuse, de la technique chirurgicale, et du temps de cicatrisation.

### 1.1.4.2 Etapes de la cicatrisation osseuse

L'espace péri-implantaire est immédiatement comblé par un caillot de fibrine qui conditionne la néoformation osseuse et l'ostéointégration. Les 1<sup>ères</sup> protéines qui apparaissent, la fibronectine et la vitronectine, permettent l'adhésion et la cicatrisation cellulaire [17]. La cicatrisation osseuse passe par un stade primaire d'os immature ou fibreux, puis par un stade secondaire d'os lamellaire.

#### Les étapes de la cicatrisation osseuse [60]

- 1- La mise en place d'un implant endo-osseux et le décollement des lambeaux, malgré une préparation chirurgicale atraumatique du site implantaire, constituent un traumatisme, et une **zone de nécrose** périphérique d'environ 1mm autour de l'implant apparaît systématiquement (Fig. 3a).
- 2- Ensuite, une **néoformation osseuse** a rapidement lieu entre les berges osseuses et la surface implantaire. L'os néoformé est immature, non minéralisé et de type trabéculaire. Il est peu résistant aux forces de mastication. Pendant les 1<sup>ères</sup> semaines de cicatrisation, l'implant est donc sensible aux pressions et mouvements. Tout micromouvement de l'implant  $> 150\mu\text{m}$ , d'après Davarpanah [60], perturbe la différenciation des cellules osseuses, aboutissant à une interface fibreuse, traduction d'échec implantaire (Fig. 3b).
- 3- Enfin, il se produit un **remaniement osseux** pendant plusieurs mois, qui aboutit à la **formation d'os mature** de type lamellaire, si le délai de mise en charge est respecté. Il dépend de la qualité osseuse, du volume osseux disponible, et de l'état de surface implantaire. Cependant, une interface péri-implantaire non osseuse persiste et environ 18 semaines, d'après Davarpanah [60], sont nécessaires à la formation d'os compact (sur un état de surface usiné). L'os formé est cependant compact et assez dense pour résister aux forces occlusales (Fig. 3c).



**Figure 3 Cicatrisation osseuse**

« Extrait du livre **Les implants en odontologie** » de DAVARPANAH (CdP) [60]

### 1.1.4.3 La résorption osseuse péri-implantaire

L'os crestral reste au niveau du col tant que l'implant est enfoui. La résorption osseuse débute lors de l'exposition de l'implant à l'environnement oral et aux bactéries. A partir de la mise en fonction, la stabilisation osseuse dépend d'autres paramètres, tels que le respect d'un espace biologique, la localisation d'une zone de tissu conjonctif inflammatoire (TCI) et l'état de surface [49].

Au cours de la 1<sup>ère</sup> année de fonction, l'os crestral se stabilise au niveau de la 1<sup>ère</sup> spire d'un implant vissé de type Brånemark. La perte osseuse péri-implantaire se produit habituellement environ 2mm apicalement à la jonction pilier-implant. Il existe en permanence, dans la zone adjacente à cette jonction, un infiltrat cellulaire inflammatoire de 1-1,5mm de hauteur, lié à la présence d'un infiltrat bactérien [49].

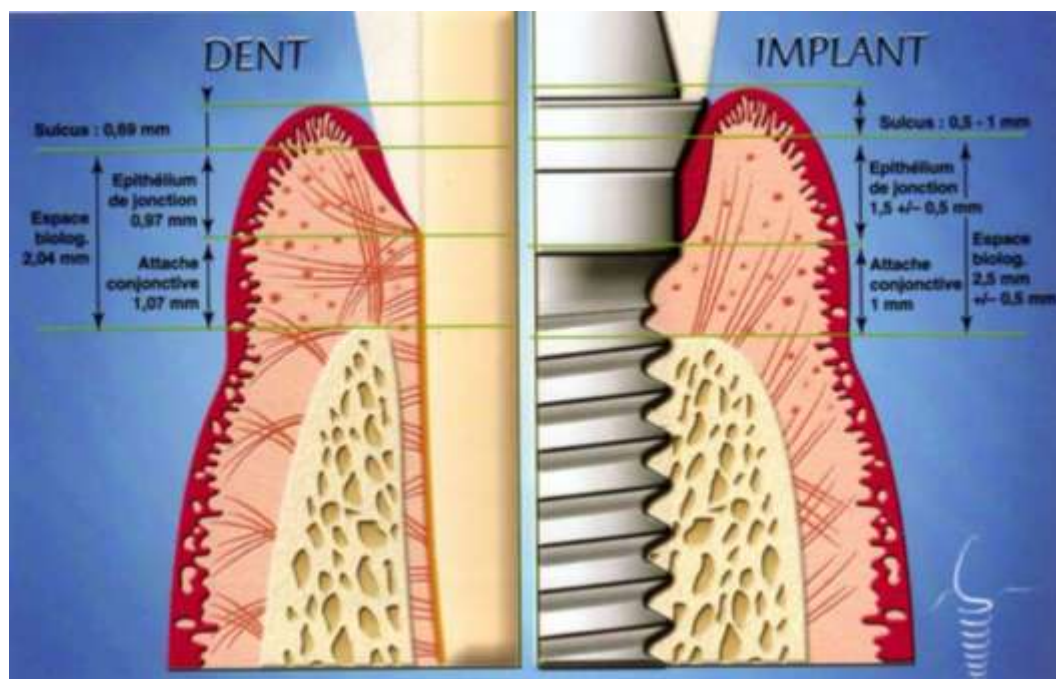
## 1.2 RAPPELS SUR LA MUCOINTEGRATION

### 1.2.1 DESCRIPTION DE L'ATTACHE MUQUEUSE PERI-IMPLANTAIRE

- L'attache biologique épithélio-conjonctive péri-implantaire

Les tissus mous péri-implantaires forment une attache biologique de 3-4mm dans le sens coronal-apical, qui peut être divisée en deux zones : une zone marginale d'environ 2mm de hauteur composée d'un épithélium jonctionnel et une zone plus apicale d'environ 1-2mm de hauteur composée d'un tissu conjonctif.

- L'espace biologique péri-implantaire



**Figure 4 Comparaison entre espaces biologiques péri-dentaires et péri-implantaires**

« Extrait du livre *Un projet prothétique en implantologie. Réussir* »  
de BAUDOIN et BENNANI (Quintessence International)

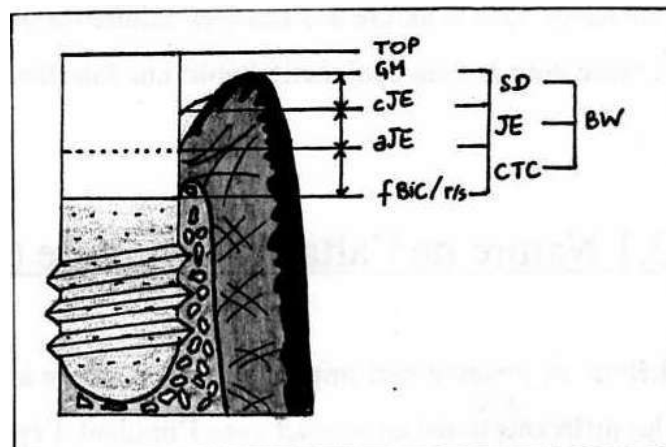


Cochran et coll. [52] ont prouvé l'existence d'un espace biologique péri-implantaire. Cochran et coll. (1997) [52] et Hermann et coll. (2001) [86] ont montré qu'il était similaire à l'espace biologique péri-dentaire autour des implants en une partie non enfouis, mis en charge ou non, mais il serait plus large autour de systèmes en deux parties (Fig. 4).

L'espace biologique représente la dimension verticale des tissus mous et mesure environ 3mm : 1mm d'attache conjonctive, 1mm d'attache épithéliale et 1mm de sulcus.

- La profondeur du sulcus (SD) correspond à la distance entre la gencive marginale (GM) et le point le plus coronaire de l'épithélium de jonction (cJE)
- L'épithélium de jonction (JE) correspond à la distance entre le point le plus coronaire (cJE) et le point le plus apical (aJE) de l'épithélium de jonction
- La surface de contact avec le tissu conjonctif (CTC) correspond à la distance entre aJE et le 1<sup>er</sup> contact os-implant (fBIC)

⇒  $SD + JE + CTC = \text{Biologic width (BW)}$  (Fig. 5)



CB

**Figure 5 L'espace biologique péri-implantaire**

D'après Hermann et coll. [86], seuls les sites linguaux, mésiaux, et distaux devraient être utilisés pour calculer les valeurs moyennes de l'espace biologique, mais pas les sites vestibulaires, car ils tendent à présenter des valeurs supérieures. Les mesures des dimensions de l'espace biologique et de la situation de la gencive marginale par rapport à l'implant ne sont pas fiables pour 22,4% des sites à cause du traitement des tissus pour analyse histologique (16,8%) ou du degré d'inflammation péri-implantaire (5,6%).

- Profondeur de sondage péri-implantaire

Le sondage péri-implantaire n'a de signification que si la pression exercée sur la sonde parodontale reste inférieure ou égale à 0,2 N et si la jonction implanto-prothétique se fait bord à bord, c'est-à-dire que l'implant et le pilier sont de même diamètre, car une encoche au niveau de la connexion empêche la progression de la sonde jusqu'à l'interface os-implant [123]. Il existe des sondes à pénétration contrôlée, mais il serait intéressant de savoir si la pénétration de l'extrémité de la sonde jusqu'à l'os péri-implantaire présente un risque de contamination active.

## 1.2.2 COMPARAISON ENTRE L'ATTACHE MUQUEUSE PERI-IMPLANTAIRE ET PERI-DENTAIRE

La muqueuse péri-implantaire a d'importantes similitudes ultra-structurelles avec la muqueuse péri-dentaire [187]. La différence majeure entre la jonction dento- et implanto-gingivale réside dans la nature des attaches cellulaires ou fibreuses [123], et principalement dans la façon dont le tissu conjonctif établit une interface avec le pilier implantaire [187].

### 1.2.2.1 Nature de l'attache cellulaire (cellules épithéliales)

L'épithélium de jonction péri-implantaire est similaire à celui d'une dent naturelle [123] ; et parmi les différents tissus en contact avec l'implant, l'épithélium est celui qui ressemble le plus à celui des dents naturelles [187].

Il est fixé à la surface de la suprastructure implantaire via une membrane basale et des hémidesmosomes. Les cellules épithéliales sont disposées en couches parallèles à la surface de l'implant. Elles ont une forme caractéristique allongée, avec des noyaux allongés, renfermant une petite quantité de chromatine, des nucléoles visibles, des espaces intercellulaires étroits, et un cytoplasme très dense [123].

L'épithélium de jonction péri-implantaire est moins riche en desmosomes que celui de la gencive saine. Il présente une densité inférieure en desmoplakine I et II, indicateurs de densité volumétrique et donc de leur nombre ; c'est pourquoi l'adhésion à l'implant a une plus faible résistance mécanique [123], et ceci expliquerait aussi la plus grande profondeur relevée lors du sondage autour des implants [123,20].

### 1.2.2.2 Nature de l'attache fibreuse (fibres conjonctives)

Le tissu conjonctif supra crestral latéral implantaire est comparable à un tissu cicatriciel non inflammatoire. Il diffère du tissu conjonctif d'une dent naturelle dans le sens où il est peu vascularisé, riche en fibres de collagène et pauvre en fibroblastes (1-3% contre 5-15%). Or, les fibroblastes assurent l'attache des tissus épithélio-conjonctifs à la surface implantaire grâce à la synthèse de protéines de la matrice et d'une lame basale complexe ; et les capillaires assurent la fixation des fibroblastes aux fibres de collagène à la surface de l'implant grâce à la fibronectine [20,123, 187].

- Orientation des fibres de collagène

Les fibres conjonctives ne sont pas attachées à la surface de l'implant du fait de l'absence de ciment ; elles n'ont qu'une simple adhérence de faible résistance mécanique à l'implant. L'absence de ciment n'est pas due à l'incapacité du ciment à se développer sur une surface implantaire, mais plutôt à l'absence de cellules progénitrices dans les sites préparés pour l'insertion de l'implant [187].

L'état de surface implantaire et la nature de la muqueuse péri-implantaire influencent l'orientation des fibres de collagène [123,187].

- Concernant la topographie de surface implantaire :

Quand la surface transmuqueuse de l'implant ou du pilier est microporeuse - ce qui est rarement le cas - le tissu conjonctif est plus développé et les fibres conjonctives sont perpendiculaires. Mais en regard des surfaces au poli très régulier - ce qui est généralement le cas, pour des raisons d'hygiène - elles sont parallèles à l'axe longitudinal de l'implant.

- Concernant la nature de la muqueuse péri-implantaire :

Dans la gencive kératinisée, les fibres sont à la fois perpendiculaires et parallèles à la surface de l'implant alors que dans la gencive non kératinisée, elles sont toutes parallèles [20,123,187].

- Stabilité structurelle

Les fibres conjonctives, notamment les fibres de collagène, participent à la stabilisation mécanique des tissus mous péri-implantaires.

- D'abord, la muqueuse péri-implantaire contient plus de fibres de collagène que la gencive (85% contre 60%) [21].
- Ensuite, la composition du collagène de la gencive péri-implantaire serait différente de celle de la gencive péri-dentaire.

Une étude sur gencive humaine fraîche [152] rapporte un taux important de collagène de type V résistant à la collagénase sécrétée par les bactéries, ce qui augmente la résistance aux infections, mais en revanche, affaiblit la stabilité structurelle.

- D'autre part, la muqueuse péri-implantaire, moins riche en fluide sulculaire donc de résistance moindre, aurait un potentiel de réaction inférieur face à une agression exogène [20,123].

### 1.2.2.3 Récapitulatif

#### Principales caractéristiques des attaches muqueuses péri-dentaires et péri-implantaires

<b>ATTACHE DENT – PARODONTE</b>	<b>ATTACHE IMPLANT – TISSUS PERI-IMPLANTAIRES</b>
Gencive libre avec épithélium oral kératinisé	Gencive libre avec épithélium oral kératinisé
Sillon gingivo-dentaire limité apicalement par l'épithélium de jonction	Sillon gingivo-implantaire limité apicalement par l'épithélium de jonction
Insertion perpendiculaire des fibres gingivales dans le ciment	Orientation parallèle des fibres gingivales le long du col de l'implant
Présence du ligament alvéolo-dentaire	Absence de ligament alvéolo-dentaire
Présence de ciment	Absence de ciment
Os alvéolaire relié à la dent par le ligament alvéolo-dentaire	Os alvéolaire en contact direct avec l'implant (Ostéointégration)

### 1.2.3 ROLE DE L'ATTACHE EPITHELIO-CONJONCTIVE

L'attache péri-implantaire joue un rôle de barrière biologique et mécanique déterminant dans la pérennité de l'intégration tissulaire de l'implant, à la fois pour la qualité du résultat esthétique global et pour la stabilité des tissus péri-implantaires.

- Rôle biologique :

Elle constitue un joint hermétique aux bactéries et protège le tissu osseux péri-implantaire et notamment l'interface os-implant. Malgré des différences structurelles, les tissus mous péri-implantaires sont globalement similaires aux tissus mous péri-dentaires et sont susceptibles d'assurer les mêmes fonctions.

- Rôle mécanique :

Parmi les facteurs impliqués dans la résorption osseuse péri-implantaire, on compte, entre autre, l'accumulation de plaque bactérienne marginale ; et le rôle de protection de l'interface os-implant par le tissu conjonctif est évident, notamment lors de la mastication.

- Rôle esthétique :

L'attache épithélio-conjonctive masque le col gris en titane, et garantit les contours papillaires.

Par ailleurs, la connexion des composants implantaires ne doit avoir lieu que lorsque la cicatrisation est terminée et adéquate, c'est-à-dire sans épisode infectieux. La cicatrisation débute lors de l'exposition de l'implant et de la mise en place de la vis de cicatrisation, et s'accompagne d'une migration apicale de l'épithélium [123].

## 1.3 CRITERES DE SUCCES D'UNE RESTAURATION IMPLANTO-PORTEE

### 1.3.1 CRITERES DE SUCCES IMPLANTAIRE

L'intégrité des tissus péri-implantaires est indispensable au succès implantaire.

#### 1.3.1.1 Physiologie de l'ostéointégration

##### 1.3.1.1.1 Obtention et maintien de la stabilité implantaire

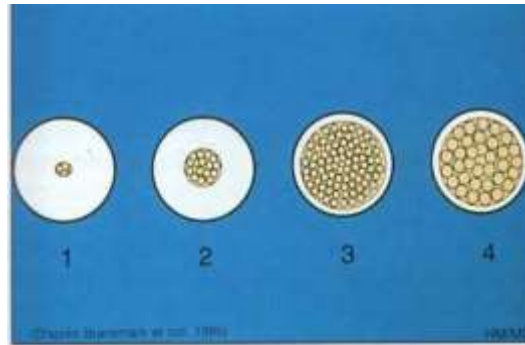
L'ostéointégration se déroule en deux phases :

- Une phase de **stabilisation primaire**, essentielle pour l'ostéointégration [Lioubavina-Hack et coll., chez le rat 110], qui correspond à l'ancrage mécanique de l'implant dans le site préparé.
- Et une phase de **stabilisation secondaire**, qui correspond à la formation d'une cohésion biologique entre la surface implantaire et le tissu osseux.

Les facteurs chirurgicaux et implantaires interviennent dans la stabilité primaire et les facteurs prothétiques interviennent dans la maîtrise des forces transmises à l'interface os-implant pour garantir le maintien de cette stabilité [60].

La stabilité primaire est plus faible dans un os peu dense de type IV que dans un os dense (région symphysaire par exemple) et une grande perte d'implants existe dans ce type d'os [65,94]. Le vrai diagnostic de l'os de type IV se faisant lors de l'ostéotomie ou du forage, il faudra rechercher un ancrage bicortical si possible [94].

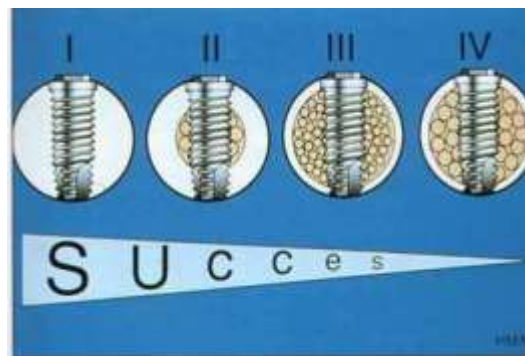
- Classification de la qualité osseuse selon Lekholm (Fig. 6) [1985, cité par 59]



**Figure 6 Classification de la qualité osseuse**

« Extrait du livre **Manuel d'implantologie clinique** » de **DAVARPANA**H (CdP) [59]

- Classe I : constituée presque exclusivement d'os compact homogène
- Classe II : os compact épais entourant un noyau spongieux à trabéculations denses
- Classe III : os cortical fin entourant un noyau spongieux à trabéculations denses
- Classe IV : os cortical fin entourant un noyau spongieux peu dense



**Figure 7 Le taux de succès implantaire**

Il augmente avec la qualité osseuse.

« Extrait du livre **Manuel d'implantologie clinique** de **DAVARPANA**H (CdP) [59]



### 1.3.1.1.2 Conseils chirurgicaux et réponse biologique au traumatisme chirurgical

#### 1) Contrôler la température

L'élévation de la température locale détruit les cellules responsables de la cicatrisation osseuse. Le seuil critique de nécrose du tissu osseux se situe à une température de 47°C pendant 1 minute, et le seuil critique de non régénération osseuse péri-implantaire à une température de 50°C pendant plus d'1 minute. Il en résulte un processus de réparation se traduisant par la formation de tissu conjonctif ou fibreux autour de l'implant.

Afin d'éviter une élévation de température excessive, on peut utiliser des forets tranchants de diamètre progressif, à vitesse appropriée (1500-2000 tr/min) et sous irrigation abondante. Des précautions s'imposent en cas d'os très corticalisé (dans la région symphysaire) et/ou de forets émoussés [60].

#### 2) Site implantaire : rechercher un ancrage bicortical

La règle est d'obtenir une stabilisation primaire de l'implant dans un os bien vascularisé à potentiel ostéogénique, c'est pourquoi on recherchera un ancrage bicortical autant que possible, en respectant le projet prothétique.

Afin d'obtenir un ancrage bicortical, il est conseillé d'augmenter le diamètre implantaire et de rechercher une meilleure distribution des forces occlusales dans l'os, celle-ci dépendant du positionnement des implants, il faudra donc décaler très légèrement les implants (la disposition en trépied est plus favorable) [60].

Il est également possible de sous préparer un puits implantaire dans un os de faible densité afin d'augmenter la stabilité primaire.

### 3) Contrôler les forces d'insertion de l'implant

Des forces d'insertion trop importantes peuvent comprimer l'os et induire une résorption osseuse péri-implantaire excessive, voire une fracture osseuse [60].

### 4) Choisir une forme et des dimensions implantaire adéquate

Ces paramètres seront détaillés plus loin.

## 1.3.1.2 Physiologie de la muco-intégration

Un soutien osseux est indispensable pour la stabilité de la muqueuse péri-implantaire et l'interface tissus mous-implants est capitale pour la pérennité de l'ostéointégration [20]. L'adaptation des tissus mous péri-implantaires, durant la période fonctionnelle de l'implant, repose sur l'adhésion des héli-desmosomes soutenus par les fibres conjonctives des tissus sous épithéliaux [123].

La muco-intégration, condition *sine qua none* de la réussite esthétique et de la pérennité des restaurations implanto-portées, dépend de la qualité des tissus mous, de l'importance de l'enfouissement de l'implant, du type de biomatériau utilisé et de son état de surface, ainsi que du niveau osseux sous-jacent.

- Qualité des tissus mous

La présence de gencive kératinisée est un facteur de succès car elle améliore le pronostic, et apporte des avantages : elle améliore l'intégration esthétique, conditionne le profil d'émergence, joue un rôle de barrière face à l'inflammation, améliore le maintien et la stabilité de la gencive marginale, résiste aux agressions mécaniques, facilite le contrôle de plaque et la maintenance, masque la connexion implant-prothèse [20].

Schroeder et coll. [165] ont démontré que le succès clinique de l'implant dépend de la présence de gencive attachée autour de l'implant et d'une parfaite hygiène orale. Ils ont observé, chez le singe, des signes d'adhésion des cellules épithéliales à la surface d'implants TPS placés dans des sites avec de la gencive kératinisée, immobile.

De plus, les tissus péri-implantaires sont d'autant plus fragiles face à l'accumulation de plaque bactérienne en l'absence de muqueuse kératinisée. Warrer et coll. [184] ont observé davantage de récession tissulaire (significativement) et de perte d'attache (légèrement) pour les implants sans muqueuse kératinisée que pour les autres implants avec gencive kératinisée. L'absence de muqueuse péri-implantaire kératinisée augmente donc la susceptibilité à la destruction tissulaire induite par la plaque.

Pourtant, l'étude de Wennstrom et coll. [190] révèle que ni la hauteur de muqueuse attachée masticatoire, ni la mobilité des tissus marginaux péri-implantaires n'entravent la maintenance et la santé des tissus mous péri-implantaires.

- Quantité des tissus mous

La présence d'un manchon gingival péri-implantaire conditionne le succès implantaire à long terme [123]. Une épaisseur minimale de muqueuse péri-implantaire est requise, sans quoi il se produit une résorption osseuse permettant la formation d'une attache de tissus mous stable [22].

- Importance de l'enfouissement de l'implant

Baumgarten et coll. [18] insistent sur le fait qu'il est important de respecter une profondeur de tissus mous d'au moins 3mm pour l'établissement de l'espace biologique, sans quoi il se produira une migration apicale de l'attache épithéliale suivie d'une relocalisation apicale du 1<sup>er</sup> contact os-implant, afin de recréer un espace biologique nécessaire à la santé des tissus péri-implantaires, et ce, quelle que soit la géométrie de l'implant.

L'étude de Byung-Ho Choi [41] démontre, chez le chien, la possibilité de régénération d'un ligament parodontal et de tissu cémentoïde autour d'un implant en titane, avec des fibres de collagène perpendiculaires. Cette étude mérite d'être approfondie car elle pourrait se révéler prometteuse.

### 1.3.1.3 Critères de succès implantaire proprement dits

Le succès implantaire désigne un implant qui remplit sa fonction pendant de nombreuses années, sans symptôme de pathologie, en assurant un confort maximal au patient.

Actuellement les critères de succès en implantologie, attestant de l'ostéointégration d'un implant, sont les critères d'Albrektsson et coll. (1986); tout en tenant compte de certaines recommandations de Zarb et coll. (1989). Ces critères doivent être constants dans le temps. La seule variante est le cône de résorption sur la radiographie [23].

#### 1.3.1.3.1 Critères d'Albrektsson (1986)

Les critères d'Albrektsson sont reconnus internationalement et sont les plus utilisés [23]:

- Absence de mobilité clinique d'un implant isolé et non relié
- Absence d'image radioclaire péri-implantaire
- Perte osseuse verticale  $< 0,2\text{mm/an}$  après mise en fonction des implants (la perte osseuse marginale doit être  $< 1,5\text{mm}$  durant la 1<sup>ère</sup> année de mise en fonction)
- Absence de signes ou symptômes irréversibles : douleur, infection, neuropathie, paresthésie, effraction du canal mandibulaire
- Les auteurs ont recommandé que, pour être fiable, un système implantaire doit remplir les conditions précisées dans 85% des cas à 5 ans et 80% des cas après 10 ans.

1) Un implant isolé et indépendant doit être immobile lorsqu'il est testé cliniquement.

L'ostéointégration se traduit cliniquement par l'absence de mobilité de l'implant et le maintien de cette stabilité implantaire dans le temps [65].

D'abord, un ajustage parfait entre l'implant et le site receveur est indispensable au succès de l'ostéointégration [45]. Ensuite, une période dite de précharge de 3 à 6 mois doit être respectée, afin qu'aucun micromouvement ne soit transmis à la surface os-implant [65]. En réalité, c'est l'absence de micromouvements excessifs à l'interface os-implant qui détermine l'ostéointégration et non pas l'absence de mise en fonction immédiate. Des micromouvements excessifs empêchent la croissance osseuse et favorisent l'interposition fibreuse. Il existe un seuil critique de micromouvements tolérables avant l'apparition d'une interface fibreuse compris entre 50 et 150µm [174]. L'ostéointégration est possible en présence de charges fonctionnelles tant qu'elles restent en dessous de ce seuil, mais l'implant doit rester immobile dans l'os, d'où l'importance de la stabilité primaire et de la densité de l'os.

Les forces verticales exercées lors de la fonction sont moins nocives pour la stabilité primaire que les forces horizontales ; mais une alimentation molle dans les 2<sup>es</sup> mois suivant la chirurgie est préférable, puis elle peut être progressivement augmentée. Par conséquent, le bruxisme et les surcharges occlusales constituent des contre-indications à la mise en charge immédiate [66].

- Méthode d'évaluation

Le Periotest (Siemens) est un dispositif de mesure électronique avec une connexion flexible reliée à une pièce à main [58], qui quantifie la mobilité d'un implant, en mesurant la réaction des tissus péri-implantaires lors de l'impact à une charge donnée [181]. La pièce à main de l'instrument contient une masse en translation contrôlée électroniquement, qui supporte une tige de 8g munie d'un capteur à son extrémité. Quand elle est activée, la tige tape sur le pilier implantaire 16 fois en 4 secondes. La tige ralentit quand elle touche l'implant et accélère au premier rebond sur l'implant. Le Periotest mesure le temps écoulé du contact initial au premier rebond sur l'implant. Plus le temps écoulé est court, plus la stabilité implantaire est importante. Au contraire, plus la tige est longtemps en contact avec l'implant, moins l'implant est stable [58]. Un microprocesseur

et un logiciel sont utilisés pour faire la moyenne et convertir les mesures en millisecondes, correspondant à un taux de mobilité sur l'index de Miller (échelle de 0 à III) et à une valeur de Periotest ou PTV (valeur de - 8 à + 50). Une durée de contact d'environ 0,4-0,5ms correspond à un taux de mobilité 0 sur l'index de Miller et un PTV de - 8 à + 4 ; tandis que des temps de 0,65ms indiqueraient un taux de mobilité de Miller de I et un PTV de + 10 [58].

Actuellement il n'est plus nécessaire de démonter les prothèses, ce qui facilite l'évaluation du taux de succès. Cependant, ce critère d'immobilité est remis en question [23], et le Periotest n'a pas de valeur pronostique, car ce n'est pas un test reproductible. Il permet de détecter des mobilités non détectables cliniquement, mais avec une marge d'erreur d'une unité PTV dans 95% des cas, lors de mesures répétées pour des implants unitaires [181]. La cohérence des lectures de PTV peut être significativement altérée par de simples changements dans l'enregistrement de la position et de l'angulation de l'instrument, par l'ajout d'un pilier ou d'une couronne, ou par le contact entre la tige du Periotest et l'implant. De plus, le Periotest n'estime pas l'implant quand il n'est pas encombré par le dispositif de test ou à un moment libre. Par ailleurs, un PTV de + 4 à + 9 a été associé à un taux de fracture élevé, bien que l'implant soit « cliniquement immobile » [58].

## 2) La radiographie ne doit montrer aucune zone radioclaire autour de l'implant.

[23]

Au contraire, elle doit montrer une augmentation de la condensation osseuse avec le temps. C'est le seul critère objectif de réussite d'une thérapeutique implantaire. Un espace radioclaire traduit la présence de tissu fibreux.

- Méthode d'évaluation

Des radiographies rétro-alvéolaires prises à l'aide de porte-films et d'angulateurs permettent d'évaluer correctement la radio clarté péri-implantaire.

3) La perte osseuse verticale annuelle doit être inférieure à 0,2 mm après la première année de mise en fonction de l'implant.

Une perte moyenne d'os crestal allant de 0,9 à 1,6mm, se produit la 1<sup>ère</sup> année d'utilisation, et une perte annuelle moyenne d'os entre 0,05 et 0,13mm se produit les années suivantes [29].

Une faible perte annuelle moyenne de la crête osseuse est compatible avec le succès à long terme d'une restauration implantaire. La perte osseuse moyenne annuelle mesurée en cas de succès étant de 0,1mm [7], une perte de 0,2mm semble acceptable [23].

- Méthode d'évaluation

La perte osseuse est évaluée après la 1<sup>ère</sup> année de mise en fonction de l'implant, à l'aide de radiographies rétro-alvéolaires superposables [23].

4) Chaque implant doit être exempt de signes et symptômes persistants et/ou irréversibles, tels que la douleur, les infections, les névropathies, les paresthésies ou l'effraction du canal mandibulaire. [23]

Un implant doit être non seulement fonctionnel mais aussi exempt de douleur ou d'inflammation ; et les complications doivent être réversibles.

- Méthode d'évaluation

Un examen clinique complété d'un examen radiographique permet de s'assurer de l'absence d'inflammation des tissus péri-implantaires.

- 5) Les auteurs [9] considèrent comme succès : au minimum 85% de taux de réussite à la fin d'une période d'observation de 5 ans et de 80% à la fin d'une période de 10 ans.

Ce critère reste cependant variable selon la technique chirurgicale, la localisation de l'implant, le type de prothèse implanto-portée.

### 1.3.1.3.2 Critères de Zarb et coll. (1989)

Ils apportent certaines nuances qui rapprochent l'analyse des résultats de la réalité [23].

#### 1) Mobilité

Un implant peut se déplacer de 10 $\mu$ m sous une charge latérale de 500g, contre 45 $\mu$ m en moyenne pour une dent, et le retour élastique est plus rapide pour l'implant que pour la dent.

Le critère de l'immobilité doit être adapté car un implant correctement ostéointégré peut être mobilisé au maxillaire où l'os possède une élasticité supérieure.

- Méthode d'évaluation

Les tests classiques de parodontologie permettent d'évaluer la mobilité de l'implant. Le test le plus valide serait la percussion avec un manche métallique, un son « clair » traduisant l'absence de mobilité, et un son mou, la présence de tissu fibreux. Il existe une mobilité détectable cliniquement, sinon elle apparaît rapidement avec les forces occlusales. La mobilité s'accompagne le plus souvent de signes cliniques tels que la douleur [23].



## 2) Espace radioclaire péri-implantaire

Un espace radioclaire péri-implantaire traduit la présence de tissu fibreux, responsable de la mobilité de l'implant. Bränemark admet un contact direct os-implant de 90% de la surface dans sa définition de l'ostéointégration. De plus, le contact osseux augmente avec le temps en cas de succès, de même qu'il diminue en présence d'une charge excessive.

- Méthode d'évaluation

L'évaluation radiographique nécessite des radiographies standardisées. Cependant, la radiographie n'évalue que les faces mésiales et distales de l'implant et l'ostéointégration n'est pas continue sur toute l'interface implantaire. D'autre part, si la présence d'un espace radioclaire traduit un échec, son absence ne garantit pas une ostéointégration correcte [23].

## 3) Perte osseuse marginale

Le succès implantaire repose sur une relative stabilité du niveau osseux. La perte osseuse après la chirurgie est variable, mais le niveau osseux limite acceptable semble d'environ 0,2mm/an après la 1<sup>ère</sup> année. Pour Adell et coll. [7], il serait de 1,5mm la 1<sup>ère</sup> année, puis de 0,1mm les années suivantes.

## 4) Confort du patient

Une douleur et un inconfort en rapport avec une anesthésie ou une paresthésie, par lésion d'un nerf, sont des complications iatrogènes. Un implant avec une lésion survenue pendant la préparation ne peut s'ostéointégrer correctement. Une perte d'ostéointégration d'un implant est source de douleurs et l'implant devra être déposé [23].

## 5) Profondeur du sillon gingivo-dentaire

La profondeur du sillon gingivo-dentaire ne peut être considérée comme un critère d'évaluation du succès implantaire, et ne semble pas être en rapport avec la réponse tissulaire et la stabilité du niveau osseux, que ce soit autour d'implants ou de dents naturelles. En effet, des poches profondes ont été observées sans accélération de la perte osseuse marginale ; de même que sur dents naturelles, la progression de la maladie parodontale n'est pas en rapport avec la profondeur du sillon gingivo-dentaire [23].

Quoiqu'il en soit, la profondeur de sondage est supérieure pour les implants et l'indice de plaque et l'indice gingival sont nettement inférieurs sur les implants que sur les dents [111].

## 6) Etat gingival

Il n'existe aucune corrélation statistiquement significative entre le succès implantaire et l'inflammation gingivale. Il n'a pas été prouvé que l'inflammation gingivale (bien qu'il semble préférable de l'éviter) soit un facteur de succès ou d'échec implantaire. Bränemark et coll. [33] ont montré, sur le chien, que l'absence d'hygiène orale entraînait une inflammation péri-implantaire marquée, mais les taux de succès implantaire étaient élevés.

Il apparaît donc que la plaque bactérienne est un facteur d'inflammation gingivale mais pas de perte osseuse marginale [23]. Par ailleurs, le praticien risque d'altérer l'état de surface des piliers en voulant corriger l'inflammation gingivale.

## 7) Domages aux dents adjacentes

Si la dent ou l'implant adjacents sont touchés, il s'agit d'une complication iatrogène ; et s'ils doivent être déposés, il s'agit d'un échec [23].

## 8) Atteinte du canal mandibulaire, du sinus maxillaire ou du plancher des fosses nasales

Les implants qui pénètrent dans le sinus maxillaire ou dans la cavité des fosses nasales présentent un taux de succès inférieur. Les implants qui portent atteinte au canal mandibulaire représentent une complication iatrogène ne devant pas être prise en compte comme critère de succès ou d'échec [23].

## 9) Apparence

La restauration prothétique implanto-portée doit répondre à des exigences fonctionnelles mais aussi esthétiques. Le patient doit être satisfait de l'aspect esthétique final. Cependant, la littérature ne mentionne pas de critères de succès esthétiques [23] et ce paramètre est subjectif.

## 10) Infection persistante

Les implants qui occasionnent une infection permanente ou fréquente sont considérés comme un échec [23].

## 11) Durée d'utilisation

Le succès implantaire repose sur l'obtention de l'ostéointégration et son maintien dans le temps. Le taux de succès raisonnable est estimé à 90% à la mandibule et 80% au maxillaire, après 5 à 10 ans [23].

### 1.3.1.3.3 Conclusion

Les critères de Zarb et coll. sont similaires à ceux d'Albrektsson, mais ils tiennent compte de la qualité de la réalisation prothétique et de la satisfaction du patient ; et l'évaluation de la mobilité de l'implant ne nécessite pas la dépose de la prothèse.

Les critères de succès d'un implant, adaptés de ceux d'Albrektsson et dans l'ordre chronologique présenté, pourraient être les suivants [23]:

- 1- La radiographie ne doit montrer aucune zone radioclaire autour de l'implant.
- 2- La perte osseuse verticale annuelle doit être  $< 0,2\text{mm}$  après la 1<sup>ère</sup> année de mise en fonction de l'implant.
- 3- Chaque zone implantée doit être exempte de signes et symptômes persistants et/ou irréversibles tels que douleurs, infections et névropathies.
- 4- Lorsque l'implant ne répond pas à l'un des trois critères précédents, la prothèse est déposée afin de juger de l'immobilité de l'implant et du son rendu à la percussion.

Cependant, les critères de succès implantaires doivent prendre en compte le projet prothétique. Un implant doit être exploitable au niveau prothétique et un implant parfaitement intégré est un échec s'il est mal positionné.

## 1.3.2 CRITERES DE SUCCES PROTHETIQUE

Les prothèses implanto-portées ont d'excellents taux de succès à long terme, mais les critères de succès ou d'échec prothétique n'ont pas été standardisés. De plus, les critères définis par Albrektsson en 1986 obligent à la dépose des éléments prothétiques une fois par an pour contrôler l'absence de mobilité implantaire, ce qui n'est pas envisageable, notamment avec des restaurations prothétiques scellées.

Cependant, on peut retenir les critères suivants comme critères de succès prothétique [60] :

- 1) L'absence de fracture, fêlure, dévissage ou autres complications des composants prothétiques insolubles
- 2) La qualité de l'hygiène et la maintenance
- 3) La parfaite intégration de la prothèse (phonétique, esthétique et fonctionnelle)

### 1.3.2.1 Critères fonctionnels

On retiendra une phonation correcte, l'absence d'inconfort lingual, l'absence de rétention alimentaire, et l'intégration au schéma occlusal existant.

### 1.3.2.2 Critères esthétiques

Les objectifs actuels de la prothèse implantaire ont été élargis, et s'attachent non seulement à la recherche de l'ostéointégration, mais aussi à celle d'un résultat esthétique optimal. La prothèse implantaire doit pour cela, répondre aux objectifs du biomimétisme, afin de rendre un aspect naturel, à la fois biologique, fonctionnel et esthétique, comme en prothèse conventionnelle sur dents naturelles, malgré quelques différences. Par exemple, un implant a un col plat alors que les reliefs osseux et gingivaux autour d'une dent naturelle sont festonnés. De même, un implant a une forme axiale circulaire alors qu'une dent a une forme triangulaire, ovoïde, elliptique [36].

D'après Buatois [36], le praticien dispose de 3 niveaux d'intervention: l'axe et le positionnement de l'implant, la gestion de la partie transgingivale et le choix du pilier.

#### 1.3.2.2.1 L'axe et le positionnement de l'implant

- 1) Positionnement de l'implant dans le plan mésio-distal [20]

Deux niveaux doivent être évalués : la distance cervicale et la distance la plus étroite entre les dents adjacentes bordant l'édentement.

Il est recommandé de respecter une distance de 2mm entre un implant et une dent et de 3mm entre deux implants.

## 2) Positionnement de l'implant dans le plan vestibulo-lingual [20]

- Deux impératifs doivent être respectés :
  - L'implant doit être dans la continuité de la future dent prothétique. Une morphologie particulière de la crête osseuse peut obliger à un compromis, auquel cas, l'axe implantaire doit se situer dans une « zone de compatibilité », ou bien un aménagement tissulaire pré-implantaire doit être envisagé.
  - Idéalement, l'implant doit être entouré d'1mm d'os sur tout son périmètre, et être dans l'axe de la crête pour des raisons biomécaniques.
  
- Deux facteurs doivent être pris en compte :
  - La situation du col implantaire par rapport au grand axe médian de la crête
  - L'angulation de l'implant par rapport à la situation de ce col, car elle détermine l'émergence implantaire

## 3) Positionnement apico-coronaire de l'implant [20]

Il faut tenir compte de trois niveaux :

- La jonction implant-pilier (JIP), située dans l'espace de transition, qui amorce l'évasement du profil d'émergence sous-gingival
- La jonction pilier-couronne (JPC), analogue de la limite cervicale d'une restauration dento-portée en prothèse conventionnelle
- La jonction amélo-cémentaire des dents adjacentes (JAC), référence chirurgicale de la position apico-coronaire du col implantaire.

L'espace de transition est la distance entre le col implantaire et le bord marginal de la gencive péri-implantaire de la restauration prothétique, et il détermine le berceau prothétique.

Le positionnement apico-coronaire de l'épaulement implantaire dépend :

- De la morphologie osseuse
- Du degré d'enfouissement de l'implant dans le sens vertical
- De la différence de diamètre entre le col implantaire et la future prothèse
- De la hauteur inter arcades (si elle est faible, l'évasement sera brutal ce qui rend difficile le contrôle de plaque ; si elle est normale, l'évasement sera plus progressif donc plus physiologique et hygiénique)

Certains auteurs prennent la jonction amélo-cémentaire des dents voisines comme référence pour l'enfouissement de l'implant. La distance la plus adéquate à l'établissement d'un espace biologique péri-implantaire semble être de 2,5-3mm entre le rebord gingival marginal et l'épaulement implantaire [20].

#### 1.3.2.2.2 La gestion de la partie transgingivale

Buatois [36] retient les critères de gestion des tissus mous suivants :

- Une bonne intégration tissulaire, soit un respect de l'espace biologique
- Un feston gingival harmonieux (dont le modelage et le soutien dépendent du pilier)
- Une épaisseur vestibulaire suffisante
- Un maintien et un recouvrement des papilles inter dentaires, par la gestion du niveau de l'os inter proximal et des points de contacts prothétiques (ce qui a été précisé par Tarnow et coll. [176] et Salama et coll. [158]).

#### 1.3.2.2.3 Le choix du pilier implantaire

Le choix du composant prothétique implantaire repose sur deux paramètres:

- Le matériau constituant les piliers intermédiaires (titane, alliage précieux, céramique) : la céramique évite le liseré gris visible sous une gencive fine.

- Le degré de divergence des parois du pilier intermédiaire dans l'espace de transition : il devra compenser le diamètre du col implantaire et de la future prothèse, tout en respectant un profil d'émergence transgingival progressif et harmonieux.

Un profil d'émergence prothétique idéal doit se confondre avec celui de la dent naturelle correspondante. La gestion de l'esthétique du profil d'émergence repose sur le choix du diamètre du corps implantaire - qui doit être adapté à la morphologie de la crête osseuse - et du col implantaire - qui doit être adapté à la dent à remplacer [59].

Plus le diamètre du col implantaire est proche du diamètre cervical ou mésio-distal de la dent à remplacer, plus l'évasement de l'élément intermédiaire (pilier prothétique ou inlay-core) sera limité et en adéquation avec la morphologie cervicale de la restauration prothétique.

Les piliers angulés contribuent à rétablir une harmonie entre le profil d'émergence implantaire et les dents naturelles adjacentes. Cependant, le modelage chirurgical est toujours préférable à la modification mécanique des piliers supra implantaires [20].

### 1.3.3 CRITERES DE SUCCES THERAPEUTIQUE

Ils se caractérisent par le succès à la fois implantaire et prothétique, c'est-à-dire l'absence d'échecs et/ou de complications, mais aussi par le succès dans le temps des restaurations implanto-portées [60].

- La pérennité

La pérennité de l'ostéointégration dépend de la santé des tissus péri-implantaires et du contrôle des forces occlusales. L'inflammation des tissus péri-implantaires, par infection bactérienne, peut provoquer une résorption osseuse marginale, mais dans la plupart des cas, c'est la surcharge occlusale qui est à l'origine d'une résorption osseuse péri-implantaire excessive.



La biocompatibilité des composants implantaires est « l'ensemble des propriétés qui font que l'implant n'est pas nocif pour le corps, mais également que le milieu biologique ne dégrade pas l'implant » (d'après Rompen et Domken) [154]. Elle représente la « capacité d'un matériau », en l'occurrence la restauration prothétique implanto-portée, « à fonctionner dans une application spécifique avec une réponse favorable de l'hôte », c'est-à-dire à s'intégrer dans les tissus péri-implantaires avec succès (d'après Mahiat) [113]. Elle varie en fonction de la composition chimique et de la topographie de surface, mais les critères de biocompatibilité ne sont pas les mêmes en fonction des tissus [154].

## **2.1 COMPOSITION DE L'IMPLANT**

### **2.1.1 HISTORIQUE**

#### **2.1.1.1 Evolution des concepts**

Berry, en élaborant les principes de biocompatibilité et de stabilité en 1888, insiste sur l'importance d'utiliser des matériaux sûrs pour éviter toute transmission de maladie. Les 1<sup>ères</sup> recherches concernant l'intégration tissulaire des matériaux ont commencé en Suède dans les années 1950 et différents « traumatismes » ont été appliqués aux tissus afin d'évaluer les facteurs de cicatrisation tissulaire. Les critères de biocompatibilité des implants ont été définis en 1986 par la Société Européenne des Biomatériaux [59].

#### **2.1.1.2 Evolution des matériaux utilisés**

- Périodes antique et médiévales : Un crâne datant de l'ère précolombienne a été retrouvé avec une pierre en position d'incisive latérale. Petronius (1565) a utilisé une plaque en or pour obturer une fissure palatine.

- Période fondamentale (Amérique) : or (Maggilio, 1809), porcelaine, bois et divers métaux tels que le platine, l'argent, l'étain, et le plomb (Harris, 1887 ; Derry, 1889).
- Période prémoderne (Amérique) : or (Payne), porcelaine (un implant en céramique rugueuse a été décrit en Pennsylvanie), et même caoutchouc (Brill, 1926).
- Période moderne (Amérique et Europe) : porcelaine (implants en céramique frittée et en carbone vitrifié, au début des années 1970), ivoire renforcé par de l'or (Schreider, 1937), vitallium (Alvin et Strock, 1939) et titane, ainsi que acier inoxydable et tantale (Formiggini, 1947).
- Période contemporaine (Amérique et Europe) : titane et ses alliages, hydroxyapatite et céramique [59,170].

## 2.1.2 LE TITANE

Le titane est le matériau le mieux toléré et le plus communément utilisé en implantologie moderne. Il possède une structure bimorphe cristalline, avec une transformation allotropique réversible à 883,5°C. Ceci signifie que le titane alpha - seule forme cristalline conférant au métal des propriétés mécaniques intéressantes et une résistance à la corrosion - est stable uniquement à une température inférieure à 883,5°C [140].

Kasemo [96] attribue la biocompatibilité du titane et son utilité en implantologie à 4 facteurs :

- Une couche d'oxyde de titane, qui se forme presque instantanément, ce qui lui confère une très grande résistance à la corrosion
- Le coefficient de l'oxyde de titane, qui accroît la valeur des forces de Van der Waals
- L'oxyde de titane, qui est un catalyseur actif des réactions chimiques se produisant à l'interface os-implant
- Et la solidité du titane, qui est suffisamment importante pour qu'il soit utilisé pour des implants ou des pièces prothétiques

### 2.1.2.1 TCP: Titane Commercialement Pur

Le TCP est reconnu pour sa biocompatibilité qu'il tient probablement à la couche d'oxyde qui le recouvre. Celle-ci est très adhérente, très stable dans l'environnement corporel et présente une excellente résistance à la corrosion.

- Classification

Le TCP est pur à 99,5% au moins et contient quelques impuretés (N, C, H). C'est un alliage de titane et d'oxygène et la classification distingue 4 types de titane avec un taux d'incorporation en oxygène croissant [60]: TCP grade 1 (le moins riche en O<sub>2</sub>) > TCP grade 2 > TCP grade 3 > TCP grade 4 (le plus riche en O<sub>2</sub> et le plus résistant mécaniquement).

Exemple: Les implants 3i, fabriqués à partir d'un alliage de TCP de grade 1 chimique, ont les mêmes propriétés mécaniques que le TCP de grade 3, grâce à un traitement de laminage qui double ses valeurs de résistance à la fracture [63].

### 2.1.2.2 Alliages de titane

Le TiAl<sub>6</sub>V<sub>4</sub> est un alliage de titane très utilisé. Il est constitué à 90% de titane, 6% d'aluminium, 4% de vanadium et d'un peu d'oxygène.

Exemple: Les implants Spline sont en alliage de titane TiAl<sub>6</sub>V<sub>4</sub>.

- Avantages de l'alliage TiAl<sub>6</sub>V<sub>4</sub>

- Une amélioration des propriétés mécaniques grâce à l'aluminium [60]. L'alliage TiAl<sub>6</sub>V<sub>4</sub> possède une plus grande résistance mécanique que le TCP [154].

- Une amélioration de la résistance à la corrosion grâce au vanadium et à la couche d'oxyde de titane. De plus, cette couche de  $\text{TiO}_2$  a une épaisseur importante (50 à 200Å), donc le métal n'est jamais en contact avec les molécules biologiques [60].
- Comparaison  $\text{TiAl}_6\text{V}_4$  versus TCP
  - Le  $\text{TiAl}_6\text{V}_4$  semble présenter une moins bonne biocompatibilité que le TCP. Comparé à l'alumine et la zircone, l'implantation *in vivo* de particules de  $\text{TiAl}_6\text{V}_4$  induit plus de lésions ostéolytiques et la libération de plus grandes quantités de Il-1 et Il-6.
  - La qualité de l'ancrage osseux semble inférieure au TCP. Comparé au TCP, le  $\text{TiAl}_6\text{V}_4$  nécessite un couple de dévissage systématiquement inférieur d'environ 30% (d'après Rompen et Domken) [154]

### 2.1.2.3 Modifications chimiques de la couche d'oxyde de titane $\text{TiO}_2$

Un traitement avec des **fluorures**, sur une surface au préalable sablée à l'oxyde de titane, améliore la qualité de l'ostéointégration. Cependant, il n'est pas démontré si l'effet est lié uniquement à la modification physique de la rugosité de surface ou aussi à une altération chimique additionnelle.

L'incorporation de **soufre** augmente la rugosité donc l'ancrage osseux.

L'incorporation de **phosphore** induit une interaction biochimique avec la surface osseuse, car les groupes phosphate de la couche de  $\text{TiO}_2$  représentent des sites potentiels de liaison chimique pour l'hydroxyapatite de la matrice osseuse.

L'incorporation de **calcium** dans la couche de  $\text{TiO}_2$  accélère et améliore l'ostéointégration, et induit le même type de liaison biochimique (le calcium serait un site de liaison pour les protéines et le phosphate de calcium).

L'incorporation de **magnésium** améliore l'ostéointégration. La concentration atomique relative (dans la matrice d'oxyde de titane) optimale, chez le lapin, est de 9% de Mg [172].

De telles modifications de la couche de TiO<sub>2</sub> ne sont pas encore disponibles mais pourraient améliorer la biocompatibilité des systèmes implantaires (d'après Rompen et Domken) [154].

### 2.1.3 LA ZIRCONÉ

La zircone offre une biocompatibilité optimisée en terme de réponse cellulaire [25] et de par sa faible colonisation bactérienne [150]. Son bon niveau de biocompatibilité est établi depuis longtemps et des études récentes (d'après Rompen et Domken) [154] montrent son bon comportement au niveau osseux.

#### 2.1.3.1 Col implantaire en zircone

##### 2.1.3.1.1 Faible colonisation bactérienne

Les implants TBR® Z1 sont des implants transmuqueux avec un col bioactif en zirconium. Ils garantiraient une étanchéité optimale des restaurations prothétiques fixées par rapport aux tissus marginaux péri-implantaires, une réduction de l'accumulation de plaque bactérienne et des résultats esthétiques satisfaisants. Bianchi et coll. [25] rapportent des taux de survie de 100% à 2 ans.

La zircone diminue drastiquement, *in vitro*, la colonisation bactérienne au niveau du col de l'implant TBR® Z1. En effet, l'étude de Rimondini et coll. [150] démontre que la surface en zircone présente une accumulation bactérienne nettement inférieure à la surface en titane. La réduction de l'accumulation de plaque autour des implants avec un col en zircone pourrait fournir un meilleur environnement microbiologique péri-implantaire, en autorisant la maturation des tissus durs et mous lors de la mise en charge [25].

### 2.1.3.1.2 Réponse cellulaire

- *In vitro*, la zircone améliore l'adhésion et la prolifération cellulaire des fibroblastes et des ostéoblastes, comparativement au titane [25] et à 2 ans, les tissus marginaux sont plus stables autour de la zircone qu'autour du titane. D'après Bianchi et coll. [25], la stabilisation tissulaire, qui se produit la 1<sup>ère</sup> année, est plus rapide à la fois pour les tissus mous autour du col transmuqueux et les tissus durs au niveau de la crête osseuse péri-implantaire, ce qui préserverait les niveaux muqueux et osseux.
- *In vivo*, le col en zircone offre une excellente compatibilité biologique.

### 2.1.3.1.3 Analyse critique

1) Les résultats de l'étude de Bianchi et coll. [25] doivent être considérés avec réserve.

- D'une part, l'étude comporte des biais.
  - Le **taux de survie** semble optimiste : 100%. Par ailleurs, l'ostéointégration est considérée comme stable du fait qu'aucun implant n'ait été perdu et que tous les implants sont exempts de signes de mobilité, ce qui n'est pas suffisant.
  - Le **recul clinique** est faible : 2 ans seulement. Or, les taux de succès d'Albrektsson et Zarb [9] se basent sur un recul de 5 à 10 ans.
  - **Biais de sélection** : L'échantillon est réduit et disproportionné ; il n'est que de 20 patients et 44 implants, dont 29 avec un col en zircone contre 15 avec un col en titane.
  - **Biais de mesure** : Les paramètres d'évaluation du taux de survie ne sont pas fiables.

▪ La stabilité du niveau osseux péri-implantaire est évaluée en mesurant la distance entre l'épaulement implantaire et l'os (DIB), en mésial et en distal, sur des radiographies péri-apicales ; et le niveau osseux est considéré comme stable lorsque DIB est inférieur ou égal à 3,5mm et il est considéré qu'une résorption osseuse s'est produite lorsque DIB > 3,5mm. Nous pouvons rappeler les critères de succès d'Albrektsson et coll. repris par par Bert [23], à savoir notamment, une perte osseuse < 1,5mm la 1<sup>ère</sup> année et < 0,2mm les années suivantes ce qui équivaut à une perte globale < 1,7mm au bout de 2 ans, soit une valeur 2 fois inférieure à celle considérée dans cette étude.

▪ La stabilité des tissus mous est évaluée en mesurant l'index de plaque, le saignement au sondage, la profondeur au sondage ; et seules les mesures annuelles ont été prises en compte pour l'étude clinique. De plus, nous avons vu précédemment que la valeur des paramètres parodontaux, pour évaluer la santé des tissus péri-implantaires, n'était pas prouvée [55].

- D'autre part, afin de limiter les biais, il faudrait implanter sur le même patient un implant avec un col en titane et un implant avec un col en zircone dans des sites similaires.

Or, dans cette étude, seuls 2 patients ont reçu les deux types d'implant. De plus, 13 patients ont reçu uniquement les implants avec un col en zircone, contre seulement 5 patients ayant reçu uniquement les implants avec un col en titane.

## 2) Les résultats de l'étude de Rimondini et coll. [150] semblent prometteurs.

L'étude de Rimondini et coll. compare *in vitro* et *in vivo* la colonisation bactérienne à la surface de disques en TCP de grade 2 et en céramique Y-TZP (c'est-à-dire composée de polycristaux de zircone tétragonale stabilisée à l'oxyde d'yttrium) « brute de cuisson » et « rectifiée ».

\* Les tests *in vitro* ont été réalisés à l'aide de cultures de bactéries anaérobies : Actinomyces viscosus et naeslundii (BG+ anaérobies strictes), et Porphyromonas gingivalis (BG- anaérobies strictes), ou anaérobies-anaérobies facultatives : Streptococcus mutans et sanguis (Cocci G+ AAF), dans des conditions anaérobies à 37°C.

- La prolifération bactérienne a été évaluée sur des boîtes de gélose en observant les halots inhibiteurs formés autour des puits inoculés avec des éluats des matériaux ; et le test est répété 3 fois.
- ⇒ Aucune inhibition de la prolifération bactérienne n'a été observée.
- L'adhésion bactérienne a été quantifiée par évaluation spectrophotométrique de la production d'exsudat par chaque bactérie, sur 7 échantillons de chaque matériau.
- ⇒ *S. sanguis* adhère plus facilement au titane ; *S. mutans* adhère plus sur la céramique « brute de cuisson » que sur la céramique « rectifiée » ou le titane ; il n'y a pas de différence concernant *Actinomyces* et *P. gingivalis*.

\* Les tests *in vivo* ont été réalisés sur 10 patients âgés de 20 à 23 ans, en bonne santé générale et bucco-dentaire, ayant une très bonne hygiène bucco-dentaire. Ils permettent donc d'évaluer les matériaux en présence de plaque bucco-dentaire, de salive, des forces liées au fluide salivaire et à l'activité masticatrice. L'aire observée est de 100 x 125µm. Le score est fonction du nombre de bactéries : 0 (inférieur ou égal à 5), 1 (6-30), 2 (31-100), ou 3 (> 100).

- ⇒ Les deux types de surface Y-TZP présentent une accumulation bactérienne significativement inférieure au titane. Elles présentent une plaque immature, constituée de colonies bactériennes, suggérée par la prévalence de cocci, peu de bâtonnets courts (< 10µm) et l'absence de bâtonnets longs (> 10µm). *A contrario*, les surfaces en titane présentent un biofilm plus uniforme et structuré.

- Remarques

- Le TCP de grade 2 est moins riche en O<sub>2</sub> que le TCP de grade 4 [60], donc plus favorable à l'adhésion de bactéries anaérobies. Mais, la différence observée, *in vitro*, en terme d'adhésion bactérienne, concerne les streptocoques (*S. sanguis*), qui sont des bactéries AAF.
- La rugosité de la céramique est inférieure (Ra de 0,18 pour la céramique brute de cuisson et de 0,04µm pour la céramique « rectifiée ») au titane (0,22µm). Cependant, aucune différence n'a été notée, *in vivo*, entre la céramique brute de cuisson et la céramique



« rectifiée » plus lisse ; et les surfaces rectifiées sont, d'après les auteurs, deux fois plus lisses que celles des piliers disponibles dans le commerce.

### 2.1.3.2 Implant totalement en zircone : mythe ou réalité ?

Des implants minéraux ne relarguent pas d'oxydes dans le tissu osseux, contrairement aux implants métalliques. Sandhaus (d'après Mahiat) [113] a démontré une similitude de structure entre le tissu osseux et les implants minéraux, ainsi que la biocompatibilité des implants en oxyde de zirconium. Il a mis au point l'implant céramique CBS (Crystalline Bone Screw) en oxyde d'alumine (1960), puis l'implant « Zircone millenium » en zircone TZP, 5 fois plus résistante. D'après Mahiat [113], les implants en oxyde de zirconium présentent une excellente adaptation au milieu environnant démontrée à long terme (avec un recul de 10 ans). Des études complémentaires sont indispensables.

### 2.1.4 AUTRES MATERIAUX

- Faible biocompatibilité
  - Les **alliages de chrome - cobalt - molybdène** et l'**acier inoxydable** présentent une biocompatibilité inférieure au titane dans le tissu osseux.
  - L'**argent** et le **cuivre** sont à l'origine d'une interface permanente de tissus mous.
  
- Excellente biocompatibilité
  - L'**or** est utilisé en dentisterie pour son excellente résistance à la corrosion et sa biocompatibilité.
  - L'**alumine** présente une excellente biocompatibilité mais n'a pas une résistance mécanique ni de recul suffisants pour être utilisée quotidiennement en implantologie [59,154].
  - L'**hydroxyapatite HA** : Les implants en titane recouverts d'HA ont été conçus pour associer les avantages du titane (résistance mécanique et facilité de connexion des

composants prothétiques) et de l'HA (intégration osseuse et biocompatibilité). Ils présentent un taux de succès initial supérieur mais également un taux d'échec à long terme supérieur. Cependant, il s'agit d'un revêtement de surface, c'est pourquoi il sera détaillé dans l'état de surface (cf. 3.1.2.1.1). Son utilisation n'est pas recommandée [154].

### 2.1.5 CAS PARTICULIER : LES METAUX POREUX

Les matériaux utilisés en implantologie doivent être à la fois très résistants et biocompatibles. Cependant, leur forme massive (non poreuse) n'est pas satisfaisante en terme d'ostéointégration, et pose des problèmes d'ancrage à plus ou moins long terme. Aussi, de nouveaux matériaux métalliques dits à porosité « ouverte », compatibles biologiquement et biomécaniquement, ont été développés, à savoir le **nitinol (alliage titane-nickel)** et la **matrice poreuse de tantale**. Ils font leurs preuves depuis plusieurs années en chirurgie orthopédique. Ils ont, d'après Maurin et coll. [115], une biocompatibilité parfaitement démontrée : ils sont mieux tolérés par l'organisme que le même matériau sous forme solide.

### 2.1.6 CONCLUSION

Le titane, la zircone et les matériaux poreux sont parfaitement biocompatibles. Le TCP est plus favorable que l'alliage  $TiAl_6V_4$ . La zircone et les matériaux poreux semblent prometteurs en matière d'ostéointégration. Les implants avec un col en zircone présentent un intérêt de par leur faible colonisation bactérienne. Des études complémentaires et comparatives par rapport au titane sont nécessaires afin de prouver l'intégration biologique à court, moyen et à long terme d'implants totalement en zircone et des matériaux poreux, tout en considérant les propriétés mécaniques.

## **2.2 COMPOSITION DU PILIER IMPLANTAIRE**

Il existe une adhésion réelle et démontrée entre les composants implantaires transgingivaux en titane et les tissus mous ; et le dévissage du pilier rompt mécaniquement l'attache biologique (Rompen et Domken et coll.) [154].

Les biomatériaux prothétiques interagissent avec le milieu buccal en fonction de certains facteurs, tels que la nature chimique, la structure et l'état de surface des biomatériaux, ainsi que la composition et l'acidité du milieu biologique. Les manifestations biologiques induites peuvent être immédiates, ou à long terme. La réactivité des alliages métalliques est liée principalement à leur activité électrochimique, tandis que les céramiques dentaires ont une certaine inertie chimique et biologique [48].

### **2.2.1 BIOMATERIAUX METALLIQUES**

#### **2.2.1.1 Généralités**

- **Comportement des alliages dans le milieu buccal**

Les biomatériaux métalliques sont à l'origine d'électro galvanisme buccal au contact de la salive. Ils sont responsables de la création de microcourants électriques, et de la libération de particules ionisées par l'effet de la corrosion, pouvant provoquer des manifestations buccales de type toxique ou allergique. La nature de l'alliage joue un rôle. Les alliages nobles présentent les taux de dissolution les plus faibles.

- **Classification des biomatériaux métalliques**

Les biomatériaux métalliques utilisés en prothèse dentaire sont, en réalité, un alliage de plusieurs métaux purs, tous, excepté le titane « commercialement pur ».

L'American Dental Association distingue le degré de noblesse des alliages en fonction de leur pourcentage en poids d'or ou de métaux du groupe platine: « high noble » (> 60%) ; « noble » (entre 25 et 60%) ; « base metal » (< 25%).

### 2.2.1.2 Les alliages nobles

Ils sont à base d'or ou de palladium et présentent une stabilité thermodynamique élevée.

Les alliages d'or sont les plus anciens matériaux métalliques utilisés pour la réalisation de prothèses fixées et de châssis métalliques.

### 2.2.1.3 Les alliages non nobles

Ils sont à base de nickel ou de cobalt et sont chimiquement plus réactifs. Les alliages à base de nickel chrome ou cobalt chrome sont apparus dans les années 1970 pour remplacer les métaux précieux du fait de leur faible coût. Ils sont utilisés en prothèse fixée pour les inlays, les couronnes ou les bridges et en prothèse amovible pour les châssis grâce à leurs propriétés de rigidité et de résistance à la fatigue.

### 2.2.1.4 Le titane et ses alliages

Seul le TCP, composé à 99,5% de titane, n'est pas un alliage de plusieurs matériaux. Il est utilisé pour des techniques de coulée de précision à cire perdue, et pour les procédés de conception et fabrication par ordinateur (CFAO) [48]. Les piliers de cicatrisation des implants 3i, par exemple, sont usinés dans un TCP de grade 3 chimique [63].

Le  $TiAl_6V_4$  est un alliage de titane, aluminium et vanadium, dont les propriétés mécaniques sont améliorées. Il est utilisé pour les implants endo-osseux [48].

- Avantages

- Le titane a de très bonnes propriétés physico-chimiques et peut être travaillé en monométallisme au niveau des implants (d'après Abou Khalil et Pinsard) [1].
- L'utilisation du titane pour les piliers prévient les réactions galvaniques et la corrosion à l'interface implant-pilier, et favorise la cicatrisation des tissus mous [169].

- Inconvénients

- Le titane n'est pas couramment utilisé en prothèse dentaire en raison des contraintes de mise en œuvre au laboratoire de prothèse [48].
- L'oxydation du titane sur la porcelaine et la faible adhésion des oxydes sur le titane posent problème pour les systèmes associant titane et porcelaine [169].

## 2.2.2 BIOMATERIAUX CERAMIQUES

Les biomatériaux céramiques, tels que la porcelaine de laboratoire (porcelaine dentaire sur or), l'oxyde d'alumine et la zircone sont de plus en plus utilisés, à la fois pour améliorer l'esthétique, et pour augmenter la ténacité de l'infrastructure. L'association d'oxydes d'aluminium ou zirconium aux céramiques feldspathiques traditionnelles, permet d'envisager des infrastructures prothétiques de grande ténacité (d'après Cheylan et Archien) [48].

- Propriétés (d'après Cheylan et Archien [48] à partir de résultats d'études)

- Dissolution : Le processus de dissolution des céramiques feldspathiques est extrêmement lent.
- Attaque acide : L'acide fluorhydrique dissout partiellement la porcelaine dentaire feldspathique.
- Usure mécanique : Elle possède une grande dureté et un potentiel d'abrasion élevé vis-à-vis des structures antagonistes, d'autant plus si elle a un état de surface rugueux.
- Toxicité des éléments libérés : Elle n'a pas de toxicité réellement prouvée.

- Avantages

Les piliers implantaires en céramique, à base d'oxyde de zirconium ou d'aluminium, offrent de nombreuses améliorations impossibles avec des piliers en métal [169].

- L'esthétique et la translucidité : L'utilisation de couronnes céramiques sur piliers céramiques améliore considérablement le résultat esthétique [169].
- Les qualités mécaniques, notamment la résistance : Elles sont améliorées grâce à l'adjonction des cristaux d'alumine [Mac Lean et Hugues 1965, cités par 1] mais cette densité ne peut être obtenue qu'après un procédé industriel de frittage et usinage (d'après Abou Khalil et Pinsard) [1].
- La facilité de fabrication [169]
- La précision de l'adaptation du pilier sur l'implant [169]: elle est déterminée en mesurant la liberté de rotation autour des piliers. Les piliers CAD/CAM Procera (à connexion hexagonale externe) en titane ou en zircone ont une liberté moyenne de rotation similaire, mais nettement inférieure aux piliers en alumine [182].
- La biocompatibilité [169]: Les céramiques dentaires font preuve d'une excellente tolérance biologique et d'une relative inertie chimique en bouche (d'après Cheylan et Archien) [48]. La céramique Y-TZP entraîne globalement moins de dépôts bactériens *in vitro* que le titane, et semble un matériau prometteur pour la fabrication de moignons [150].

### 2.2.3 INCIDENCE DU MATERIEL UTILISE POUR LE PILIER IMPLANTAIRE SUR L'ATTACHE EPITHELIO-CONJONCTIVE

Abrahamsson et coll. [2] ont montré, chez le chien, que le matériel utilisé dans la portion pilier de l'implant influence la localisation et la qualité de l'adhésion tissulaire. Ceci serait dû aux différentes propriétés d'adhésion des matériaux ou aux variations dans leur résistance à la corrosion. Les attaches épithéliale et conjonctive ne se font qu'au contact de matériaux hautement biocompatibles.

#### 2.2.3.1 Le TCP et la céramique (à base d'oxydes d'aluminium et de zirconium)

Le titane et l'alumine semblent faire preuve d'une meilleure biocompatibilité, favorable à la réponse et à la stabilité des tissus péri-implantaires [160]. Chez le chien, les piliers en TCP ou en céramique donnent naissance à la formation d'une attache muqueuse constituée d'un long épithélium de jonction de 2mm de hauteur et d'un tissu conjonctif de 1-1,5mm de hauteur [2].

- Le titane

Le titane usiné permet l'adhésion des cellules épithéliales (Rompen et Domken et coll.) [154].

- L'oxyde d'alumine

Chez le chien, l'adhésion tissulaire est comparable entre des piliers en oxyde d'alumine et en TCP [2]. De plus, des chapes en alumine offrent une excellente diffraction de la lumière, un aspect luminescent, moins d'épaisseur de cosmétique nécessaire et les piliers en alumine autorisent, de par l'absence de métal, des limites prothétiques juxta voire supra gingivales, d'où une meilleure intégration tissulaire [1]. Cependant, l'oxyde d'alumine a des propriétés biomécaniques limitées, c'est pourquoi, elle a été progressivement remplacée par la zircone.

- La zircone

Elle a une biocompatibilité démontrée chez l'animal et les tissus mous ont des caractéristiques et des dimensions identiques sur la zircone et sur le titane. Les céramiques à base d'oxyde d'aluminium ou de zirconium, dites à haute ténacité, sont en plein essor ; leurs qualités biologiques sont excellentes mais des études à moyen et à long terme sont toutefois nécessaires [48]. La zircone réunit biocompatibilité, fiabilité et esthétique, et sa fiabilité repose sur un recul clinique de 9 ans en Allemagne et 6 ans en France (d'après Mahiat en 2006) [113].

### 2.2.3.2 L'or et la céramique de laboratoire

D'après l'étude d'Abrahamsson et coll. en 1998 [2], les piliers en or ou en céramique de laboratoire ne donnent naissance à la formation d'aucune attache au niveau du pilier, mais conduisent à une migration apicale de l'attache conjonctive, d'où une récession du tissu mou marginal et une résorption osseuse, avec occasionnellement une mise à nu de la barrière muqueuse sur la portion de l'implant.

Cependant, récemment en 2006, Vigolo et coll. [183] ont mis en évidence, sur 4 ans, un comportement identique des tissus autour de piliers implantaires en or (piliers usinés type UCLA) et en TCP (type piliers Procera de Nobel Biocare). Le choix du type de pilier (or ou TCP) ne semble donc pas influencer la santé parodontale. Mais, l'échantillon est petit et l'étude se limite à une prothèse fixée unitaire scellée.

### 2.2.3.3 Conclusion

Les matériaux utilisés pour les piliers implantaires doivent répondre à des exigences esthétiques, mécaniques et biologiques, en rapport avec l'attache épithélio-conjonctive.



## 1) D'un point de vue esthétique :

Le résultat est amélioré de manière considérable par l'utilisation de piliers céramiques sous des couronnes céramiques [169].

## 2) D'un point de vue mécanique :

Les propriétés physiques remarquables des oxydes d'aluminium et de zirconium en font des matériaux de choix [169]. De plus, le titane, l'alumine et la zircone assurent la qualité de l'adaptation du pilier sur l'implant, notamment le titane et la zircone qui présentent une liberté de rotation légèrement inférieure.

Gotusso et coll. [71] ont réalisé une étude, par modélisation mécanique par éléments finis, sur les piliers céramique en prothèse ostéointégrée et ont fait les constatations suivantes :

- Effets du serrage sur l'implant, selon la composition du pilier : Le matériau composant le pilier (titane ou zircone) n'a pas d'influence sur les contraintes exercées sur l'implant lors du serrage. En revanche, pour un même serrage, les contraintes sont supérieures dans un pilier en céramique que dans un pilier en alliage de titane.
- Effet de l'augmentation de la force occlusale sur l'implant : Un pilier en zircone augmente les contraintes sur le corps, et un pilier en titane sur la partie cervicale de l'implant. Ils ont un comportement identique pour des forces < 25N, mais au-delà les contraintes sont plus importantes pour un pilier en titane.
- Effets des variations du rapport Force occlusale/Force de serrage sur l'interface os-implant: Le matériau constituant le pilier n'a pas d'influence sur la valeur des contraintes exercées par la force occlusale sur les faces linguales, et sur les faces vestibulaires pour de faibles forces occlusales, mais pour des forces occlusales de 50N, sur les faces vestibulaires, les piliers en zircone augmentent légèrement les contraintes dans l'os.

### 3) D'un point de vue biologique :

La composition chimique et la topographie de surface exercent une influence sur la localisation et la qualité de l'attache épithélio-conjonctive. Le titane et la céramique à base d'oxydes d'aluminium et de zirconium, sont les deux matériaux biocompatibles offrant la meilleure muco-intégration (d'après Abou Khalil et coll.) [1].

## **2.3 COMPOSITION DE LA RESTAURATION PROTHETIQUE**

### **2.3.1 BIOMATERIAUX METALLIQUES**

Les biomatériaux métalliques utilisés pour la prothèse supra-implantaire sont les alliages nobles et non nobles. On rappellera l'opposition entre l'électrolyse induit par les biomatériaux métalliques et l'inertie des biomatériaux céramiques.

Grâce à sa couche d'oxyde, le titane, qui peut être utilisé également pour la partie prothétique, est peu générateur de phénomènes électrolytiques.

Néanmoins, la qualité de l'intégration tissulaire dépend essentiellement de la biocompatibilité des composants implantaires intra-osseux et transgingivales [154] ; et par conséquent, elle est peu liée à la qualité de la restauration prothétique.

### **2.3.2 BIOMATERIAUX CERAMIQUES**

#### **2.3.2.1 L'oxyde d'alumine** [160]

##### **1) Propriétés mécaniques**

Le système Procera, composé d'une chape en oxyde d'alumine recouverte d'une céramique cosmétique, présente des propriétés mécaniques supérieures aux procédés céramo-céramiques actuels, avec une résistance à la flexion de 600MPa. Une chape en zircone possède une résistance encore plus grande (1200MPa) qu'une chape en oxyde d'alumine.

## 2) Qualités optiques

Une chape d'épaisseur réduite améliore encore l'esthétique, car malgré sa densité, une chape en alumine permet le passage de la lumière, sans être transparente. Néanmoins, l'emploi de produits de scellement opaques est fortement préconisé pour éviter l'interface discolorante d'un pilier titane sur la teinte d'une couronne céramo-céramique.

### 2.3.2.2 La zircone ou oxyde de zirconium

Les principales qualités de la zircone sont (d'après Mahiat) [113]:

- Une excellente résistance mécanique, ce qui permet de réaliser des implants solides et des pièces prothétiques de fine épaisseur.
- L'absence de corrosion *in vivo*, par opposition aux métaux dont les produits de relargage sont disséminés dans l'organisme
- Une inertie complète qui ne perturbe pas les images du scanner ou de l'IRM, contrairement aux suprastructures métalliques
- Une diminution de la prolifération bactérienne (cf. étude Rimondini et coll.)
- Une biocompatibilité validée et conforme aux normes ISO

## 1) Propriétés mécaniques

La zirconne doit être stabilisée artificiellement, car ses différentes structures allotropiques la rendent instable. Elle doit ses excellentes propriétés à sa structure dense en micrograins et sans défaut. Les propriétés mécaniques d'une pièce usinée en zirconne dépendent de plusieurs facteurs : pureté, densité, porosité, taille des grains, structure cristallographique (proportion de phase tétragonale et de phase monoclinique), caractéristiques géométriques, tolérance vis-à-vis des techniques de laboratoire, état de surface (d'après Mahiat) [113].

- La résistance à la flexion

Elle dépend de la pureté et de la densité du matériau, de la taille critique des grains, du taux de phase quadratique (dite tétragonale, obtenue entre 1170 et 2370°C et qui présente toutes les propriétés mécaniques recherchées de la zirconne), et de la maîtrise du frittage.

La zirconne possède une résistance à la flexion élevée (deux fois supérieure à la céramique infiltrée et encore plus par rapport à l'alumine), ce qui autorise la réalisation de pièces prothétiques de longues portées avec des sections de connexions réduites, donc plus esthétiques [113].

- Le module d'élasticité (module de Young)

La zirconne a un module d'élasticité relativement bas, ce qui lui confère une meilleure résistance à la fatigue, par absorption d'une partie des contraintes, et autorise une légère déformation du matériau avant rupture, caractéristique unique parmi les matériaux à rupture fragile [113].

- La ténacité

La zirconne présente une ténacité élevée, qui explique son très bon comportement face à la fissuration : elle absorbe les contraintes passant d'une phase quadratique à monoclinique, ce qui accroît la taille des cristallites de zirconne et favorise l'arrêt de la propagation de la fissure [113].

- La taille des grains

La zircone possède des propriétés mécaniques élevées et une bonne stabilisation, grâce à la taille de ses cristallites ( $< 0,6\mu\text{m}$ ). Pour une épaisseur équivalente, une zircone avec une taille de cristaux de  $0,5\mu\text{m}$ , présente plus de cristaux d'où une meilleure cohésion comparée à une alumine de haute pureté dont la taille des cristaux est de  $2,4\mu\text{m}$ . La grande ténacité de la zircone, ainsi que la très petite taille des cristallites, permet de réaliser des pièces fines, avec des bords fins, nets et solides [113].

## 2) Biocompatibilité

Les systèmes « tout céramique » apportent deux avantages majeurs : la biocompatibilité et l'esthétique. La zircone apporte non seulement ces deux qualités, mais aussi une excellente solidité des pièces prothétiques, grâce à ses propriétés mécaniques élevées [113].

### 2.3.3 LA RESINE

La réponse osseuse péri-implantaire est similaire que la surface occlusale de la prothèse soit en céramique ou en résine [17].

### **3.1 ETAT DE SURFACE DE L'IMPLANT**

L'état de surface d'un implant se caractérise par la composition chimique de ses oxydes métalliques, son énergie de surface (tension superficielle, mouillabilité de l'implant) et sa rugosité [103] (la rugosité arithmétique Ra représente la distance moyenne maximum entre les pores [194]). Il conditionne sa biocompatibilité [103] et la réaction tissulaire péri-implantaire [44].

#### **3.1.1 GENERALITES**

##### **3.1.1.1 La rugosité de surface**

La rugosité de surface conditionne le succès de l'ostéointégration [132,147]. Elle participe à la stabilisation du niveau osseux [49]. Cependant, un col implantaire plus court et lisse n'entraîne pas de résorption osseuse supplémentaire et peut aider à diminuer le risque d'exposition du rebord marginal métallique de l'implant dans des zones où l'esthétique est concernée [76].

La rugosité de surface et la moyenne d'espacement entre les sommets des rugosités sont deux paramètres importants pour assurer une fixation mécanique stable de l'implant [191]. La liaison os-implant s'effectue par croissance de l'os dans les microrugosités, afin de résister aux forces exercées à l'interface [5,10].

- Notion de microrétentions [107]

Les microrétentions sont réalisées par différents traitements de surface de l'implant. Elles augmentent l'interface osseuse de façon importante, ce qui améliore considérablement la qualité de l'ostéointégration et un peu la transmission des forces occlusales. Mais, elles n'améliorent pas la distribution des forces occlusales dans l'os périphérique.

- Paramètres de rugosité

Les unités de mesure de la rugosité de surface sont encore très controversées. On retiendra deux paramètres d'amplitude (mesure des caractéristiques verticales de l'état de surface) [192] :

- L'écart moyen de rugosité arithmétique **Ra**, qui désigne la moyenne arithmétique de toutes les ordonnées du profil dans une longueur de base.
- La hauteur moyenne de profil **Rz**, qui désigne la moyenne des amplitudes entre les hauteurs de saillie (ou pic) et les profondeurs de creux (ou vallée).

- La rugosité idéale

Hansson et Norton's [78] ont calculé la morphologie, la dimension et la densité idéale des rugosités permettant d'obtenir le maximum d'engrènement osseux. Une rugosité hémisphérique d'environ 1-5µm de diamètre et de 1-5µm de profondeur représente la topographie idéale pour résister aux forces de rupture à l'interface os-implant. Les implants avec une rugosité idéale présentent une formation osseuse supérieure aux implants avec une rugosité non idéale (inadaptée, de faible densité) ou usinés. Par ailleurs, ces deux derniers types d'implants (de rugosité non idéale ou usinés) présentent un contact os-implant similaire.

### 3.1.1.2 Comparaison surfaces rugueuses *versus* surfaces lisses

« Plusieurs études indiquent que les surfaces rugueuses sont de meilleurs candidats pour l'intégration implantaire que les surfaces lisses » [45].

#### 3.1.1.2.1 Réponse osseuse péri-implantaire

Les avantages cliniques des surfaces implantaires rugueuses sont certains. Natsatzky et coll. (2003) [121] ont résumé les résultats des études.



### 3.1.1.2.1.1 AU NIVEAU TISSULAIRE

Les surfaces rugueuses accélèrent l'ostéointégration, augmentent le contact os-implant et la résistance à la rupture (prouvée par un plus grand couple de torque) *in vivo*, et elles induisent la différenciation ostéoblastique *in vitro*, en comparaison avec les surfaces implantaires polies ou usinées [121, 193].

#### 1) Un meilleur contact os-implant

##### a. Un contact os-implant supérieur en qualité

D'après Thomas et Cook (1985) [179], chez le chien, « les implants rugueux présentent une apposition osseuse directe tandis que les implants lisses présentent différents degrés d'enveloppement tissulaire fibreux ». De plus, l'ostéointégration, *in vivo* chez le chien, dans des sites présentant des défauts osseux marginaux est meilleure pour les surfaces rugueuses que pour les surfaces usinées [32].

##### b. Un contact os-implant supérieur en quantité

« L'étendue de l'interface os-implant est corrélée positivement avec l'augmentation de la rugosité de surface de l'implant », d'après Buser et coll. [37] chez le cobaye. Le pourcentage de contact direct os-implant est supérieur pour les implants rugueux par rapport aux lisses : il est de 2,5 fois (après 4 semaines) à 6 fois supérieur (après 2 semaines) chez le rat [128].

#### 2) Une résistance à la dépose supérieure

La résistance à la dépose ou à l'arrachement (RTV = couple de résistance à l'arrachement) désigne la valeur du couple au moment de la rupture de la liaison os-implant, c'est-à-dire les forces nécessaires à la dépose des implants par application d'un dévissage [63]. Elle est significativement plus élevée pour les surfaces rugueuses que pour les surfaces lisses [44].

### 3) Une accélération de l'ostéointégration

Chez le rat, les implants à surface rugueuse développent un contact osseux plus précoce que les implants à surface lisse [5,128]. Ce contact est plus important pour les surfaces rugueuses dans les premiers temps (à 2 semaines), mais la différence disparaît avec le temps (à 4 semaines) [128]. En effet, *in vitro* chez le bovin, la rugosité d'une surface augmente sa superficie et donc le nombre d'ostéoblastes y adhérant. Ceci améliore l'ostéointégration au court terme, mais pas au long terme [69]. Chez l'homme, les implants à surface rugueuse ne donnent des résultats que légèrement supérieurs à ceux à surface lisse en terme de perte osseuse à moyen terme (5 ans) [13].

#### 3.1.1.2.1.2 AU NIVEAU CELLULAIRE

##### 1) Les caractéristiques des surfaces en titane influencent les cellules intervenant dans l'intégration tissulaire des implants transmuqueux [53].

Cochran et coll. [53] ont suggéré que l'attachement et la croissance des fibroblastes et cellules épithéliales sont affectés de manière significative par les caractéristiques de surface du titane.

La rugosité de surface du titane influence, *in vitro*, la prolifération, la différenciation des ostéoblastes et leur production de matrice. Zhao et coll. (2006) [194] ont montré, *in vitro*, l'influence de la structure des microrugosités de surface :

- La structure des microrugosités de surface influence le **phénotype ostéoblastique**.

Le Ra est de 700nm sur les surfaces mordancées, 400nm sur les surfaces anodisées et 60nm sur des surfaces lisses. Le nombre de cellules est décroissant sur des surfaces lisses > anodisées > mordancées. Les cellules ont une morphologie similaire sur des surfaces anodisées et lisses, alors qu'elles ont un profil plus allongé sur des surfaces mordancées.

⇒ En fait, les ostéoblastes prolifèrent moins mais présentent un phénotype plus différencié sur des surfaces mordancées [53,194].

- Les propriétés physiques de surface sont déterminantes dans la **réponse ostéoblastique**.

Les microrugosités de surface modulent la production d'ostéocalcine [194].

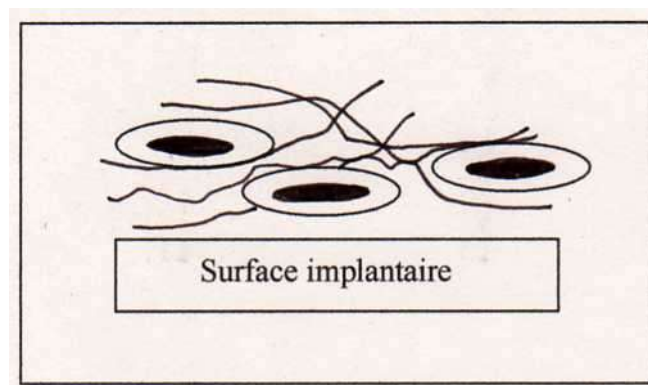
Les surfaces rugueuses augmentent la production de PGE2 [121,193].

- Des microrugosités de surface appropriées modulent la **différenciation et la transformation du facteur de croissance TGF- $\beta$ 1** [194].

L'activation de TGF- $\beta$ 1 est supérieure sur des surfaces mordancées> anodisées> lisses, et les surfaces rugueuses présentent un taux élevé de TGF- $\beta$ 1 latent.

## 2) La rugosité permet une adhésion osseuse

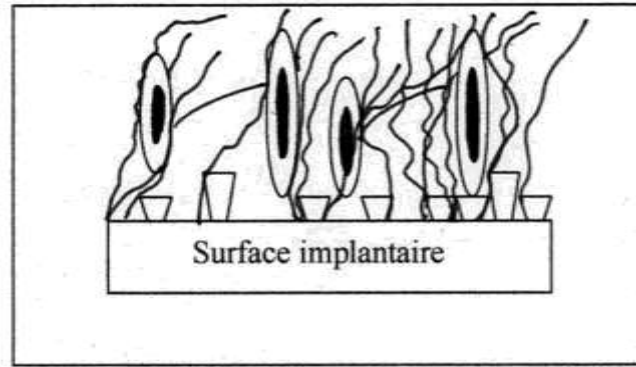
Les surfaces lisses ne permettent pas une adhésion suffisante, car elles aboutissent à une « encapsulation fibreuse ». Une certaine rugosité de surface semble nécessaire pour obtenir une adhésion cellulaire adéquate [59]. La rugosité de surface augmente la capacité d'adhésion de l'os au titane lors de l'application de charges importantes, notamment lors de la mise en charge immédiate [49]. Les surfaces rugueuses optimisent les 3 phases de la cicatrisation osseuse, et elles faciliteraient notamment la migration des cellules ostéogéniques vers la surface de l'implant, au travers du réseau de fibrine [61] (Fig. 8 et 9).



CB

**Figure 8 Surface lisse**

Rétraction de la fibrine et perte de contact à la surface implantaire



CB

### Figure 9 Surface rugueuse

Topographie d'interconnexion tridimensionnelle.  
La fibrine reste attachée à la surface implantaire modifiée.

### 3) La rugosité renforce la liaison os-implant donc les propriétés mécaniques.

La rugosité permet une liaison mécanique à l'échelle microscopique et augmente donc la solidité de l'attachement [147]. Les blocages mécaniques obtenus par les traitements de surface renforcent la liaison entre les biomolécules du site receveur et la couche d'oxyde de l'implant [37,44], d'où une meilleure résistance à la compression et à la traction et une répartition du stress mécanique plus favorable [44].

#### 3.1.1.2.1.3 AU NIVEAU CHIMIQUE

##### 1) La régulation hormonale et protéique

Les surfaces rugueuses augmentent la production de PGE2 autant que la production de TGFβ1, ce qui suggère qu'elles peuvent contrôler la régulation autocrine et paracrine de l'ostéogenèse. De plus, il semble qu'elles puissent aussi moduler l'effet d'hormones systémiques telles que la 1,25-(OH)<sub>2</sub> D3 sur les ostéoblastes [121].

Les surfaces rugueuses accélèrent, chez le rat, l'expression des ARNm de l'ostéonectine et de l'ostéocalcine à 1 semaine ; en revanche, l'expression est plus tardive et prolongée pour les surfaces lisses [128].

## 2) Les propriétés biochimiques de la couche de dioxyde de titane TiO<sub>2</sub>

Lorsque l'implant est introduit dans le puits foré dans l'os, le film de TiO<sub>2</sub> qui le recouvre est en contact intime avec le sang, et il subit des modifications, qui affectent son épaisseur, sa microstructure, et ses propriétés biochimiques [171] :

- Hydratation du film de TiO<sub>2</sub>
- Adsorption des ions Ca et P
- Interaction avec les petites biomolécules
- Attachement des ostéoblastes

### 3.1.1.2.1.4 IMPLICATIONS CLINIQUES

#### 1) Une réduction de la période de cicatrisation

Les surfaces rugueuses nécessitent une période de cicatrisation plus courte, avant la mise en charge, de 6 semaines (pour SLA) à 8 semaines (pour Osseotite), au lieu de 12 semaines [121].

- Influence de la densité osseuse
  - Dans de l'os de type I, II, III, on peut utiliser des surfaces rugueuses ou lisses pour la mise en charge immédiate, car le taux de succès et la stabilité initiale sont comparables [65].
  - Dans des os de faible densité (type IV), les implants rugueux ne sont pas plus stables que les implants lisses, mais leur période de cicatrisation semble plus courte [5,28].

## 2) Une simplification des interventions

Il est actuellement reconnu que certains implants rugueux peuvent être utilisés dans des longueurs inférieures (6-8mm), ce qui évite des interventions chirurgicales préalables (latéralisation du nerf mandibulaire, soulèvement de sinus) [121]. Cependant, des études à long terme doivent encore être réalisées.

### 3.1.1.2.2 Réponse muqueuse péri-implantaire

Les fibroblastes ont plus d'attaches cellulaires sur les surfaces lisses que rugueuses, mais une fois attachés, ils ont une bonne croissance sur les deux types de surfaces [53].

Les caractéristiques de surface de l'implant influencent l'orientation des fibres de collagène. Les surfaces rugueuses possèdent un tissu conjonctif plus développé avec des fibres perpendiculaires, comparé aux surfaces lisses [187]. Schroeder et coll. [165] rapportent une « orientation fonctionnelle » des fibres de collagène sur des surfaces TPS, chez le singe.

Les cellules épithéliales ont une période de latence typique suite à leur adhésion à la surface, puis elles prolifèrent sur les surfaces lisses, mais pas sur les surfaces rugueuses [53].

### 3.1.1.2.3 La colonisation bactérienne

La rugosité de surface est aussi favorable à la colonisation de la plaque bactérienne et le fait d'avoir une rugosité de surface jusqu'au niveau du col pourrait être source d'inflammation et de résorption osseuse péri-implantaire [49].

L'étude de Rimondini et coll. [148] démontre, *in vivo*, chez l'homme, que la colonisation de la plaque bactérienne influence le taux de succès des implants oraux et que les propriétés physico-chimiques des surfaces implantaire influencent la colonisation bactérienne.

Les mécanismes d'adhésion bactérienne sont supposés être similaires en sous et supra gingival, et le degré de poli est donc supposé empêcher la colonisation bactérienne sous-gingivale comme supra gingivale ; ceci nécessiterait d'être confirmé *in vivo* en sous-gingival.

- Facteurs de colonisation bactérienne [148]
  - La **composition chimique actuelle des implants** n'influe que très peu sur la colonisation bactérienne
  
  - La **rugosité de surface**

Elle influence le nombre d'espèces bactériennes et leur séquence d'apparition, mais les effets de la rugosité semblent s'estomper avec le temps. La maturation de la plaque dépend du degré de rugosité.

- L'**énergie de surface**

La rugosité et la présence de molécules spécifiques de la salive augmenteraient la colonisation bactérienne. Les surfaces rugueuses comporteraient des abris pour les bactéries face aux forces d'élimination (brossage, flux salivaire...), de par l'augmentation de la surface globale disponible et la présence d'irrégularités de surface. En effet, dans l'étude de Rimondini et coll. [148], les disques ayant la surface la plus lisse avec de petits creux et de faibles rayures présentent moins de bactéries que ceux du groupe présentant les surfaces les plus rugueuses avec des puits profonds.

## 3.1.2 LES DIFFERENTES SURFACES RUGUEUSES

### 3.1.2.1 Traitement par addition

#### 3.1.2.1.1 « Plasma Sprays»

##### 1) Plasma spray de titane : Surfaces TPS (Titane Plasma Sprayed : torche à plasma de titane)

Le revêtement TPS perturbe, *in vitro* chez le bovin, la différenciation des ostéoblastes (sécrétion de collagène en continu, diminution de la minéralisation de la matrice, diminution de l'expression de BSP et OC), d'où un recouvrement incomplet du support par les cellules [69]. Il augmente la surface implantaire, mais aussi le relargage ionique, qui pourrait altérer l'ostéointégration [59].

##### 2) Plasma spray d'hydroxyapatite : Surfaces HA

La néoformation osseuse à l'interface os-implant est plus rapide, mais les surfaces HA présentent un risque de perte d'ostéointégration à long terme. Des implants recouverts d'HA, commercialisés dans les années 1980, ont présenté de nombreuses complications à moyen terme [59]. En effet, à court terme, l'ostéointégration est plus rapide que sur le titane usiné, mais à moyen terme, la couche d'HA se dissocie de la surface de titane et peut même se résorber petit à petit [59,154].

#### 3.1.2.1.2 Surface soufflée à l'oxyde de titane TiO<sub>2</sub> (Implant TiOblast)

La surface soufflée au TiO<sub>2</sub> est particulièrement favorable à la croissance cellulaire, *in vitro* chez le bovin, comparé aux surfaces usinée et TPS [69].



### 3.1.2.1.3 Utilisation additionnelle de PRP (Platelet Rich Plasma)

Nikolidakis et coll. [124] ont montré, chez la chèvre, que l'utilisation additionnelle de PRP (conjointement au placement des implants) n'a pas d'effet significatif sur la réponse osseuse pour des implants recouverts de CaP, mais que la forme liquide du PRP (et non en gel) présente un effet significatif sur l'apposition osseuse sur des implants rugueux non recouverts de CaP dans les 1<sup>ers</sup> tps de la cicatrisation osseuse post-implantaire (à 6 semaines).

## 3.1.2.2 Traitement par soustraction

### 3.1.2.2.1 Sablage

#### 1) Avantages

Les surfaces sablées présentent une augmentation du contact osseux, par rapport aux surfaces usinées [5,132,147]. Elles améliorent l'ostéointégration en activant les macrophages, cellules précédant les ostéoblastes [147].

Cependant, les résultats des études de Piatelli et coll. [analysée par Paldino 132] et Wennerberg [147] sont discutables. Les études sont réalisées à court terme, sans mise en charge fonctionnelle, chez le lapin ; elles ne prennent pas en compte les problèmes de relargage ionique, et il semblerait qu'un contact os-implant plus important ne garantisse pas forcément un meilleur succès clinique [132].

#### 2) Influence des paramètres du sablage

##### a. Nature des particules de sablage

Les implants sablés avec des particules d'oxyde d'alumine ont une meilleure fixation osseuse que les implants usinés, chez le lapin [147] ; mais il n'y a pas de différence de formation osseuse entre des surfaces sablées à l'oxyde d'aluminium et à l'oxyde de titane, chez le rat [5].

#### b. Taille du grain de sablage

Le sablage avec un gros grain est plus efficace qu'avec un grain medium, s'il est associé au mordantage acide [37,140]. Mais, pour le sablage seul, la fixation osseuse à court terme est meilleure avec une rugosité moyenne (25 $\mu\text{m}$ ) qu'avec une rugosité élevée (250 $\mu\text{m}$ ) [188]. La fixation osseuse serait la meilleure, chez le lapin, avec une surface « moyennement rugueuse » ayant les paramètres suivants : Sa (déviation moyenne arithmétique standard) = 1,45  $\mu\text{m}$ , Scx (moyenne d'espacement entre les irrégularités) = 11  $\mu\text{m}$ , Sdr (ratio de surface développé) = 1,50  $\mu\text{m}$  [147].

#### c. Microarchitecture

La fixation osseuse est meilleure avec des surfaces isotropiques et une orientation importante des irrégularités, chez le lapin [147].

#### d. Conclusion sur les paramètres du sablage

D'après Rigal [147], il faut toujours corréler le degré de rugosité à la configuration implantaire (forme et taille de l'implant) : la rugosité de surface est supérieure pour des microimplants que pour des implants standard, tous deux préparés avec les mêmes méthodes de modification de surface. Il semble donc nécessaire de réaliser une mesure de topographie de surface pour chaque configuration implantaire.

### 3.1.2.2.2 Mordantage acide : Exemple de l'état de surface Osseotite (3i-Implant Innovations)

- La version hybride (implant Osseotite TG transgingival) :

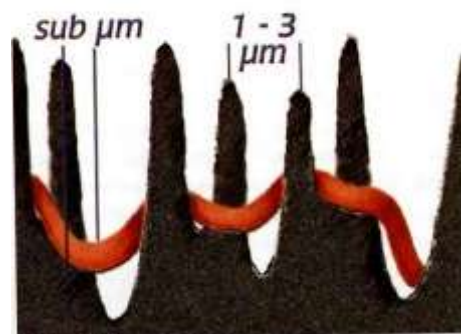
Le corps est rugueux de la 3<sup>ème</sup> spire jusqu'à l'apex. L'os se stabilise au niveau de la jonction entre la partie usinée et la partie rugueuse, soit au niveau de la 3<sup>ème</sup> spire pour les implants Osseotite [177].

Le col est lisse du plateau jusqu'à la 3<sup>ème</sup> spire (soit 3mm). Il assure la pérennité et la stabilité des tissus mous au niveau cervical. La portion trans-gingivale est recouverte d'une couche de nitrure de titane, ce qui améliorerait le résultat esthétique en présence d'une gencive fine ou d'une récession gingivale, en masquant la couleur grise du titane [63].

- La version FS (Full Surface): Les implants sont rugueux sur toute leur surface [49].

### 1) Description du procédé

Il s'agit d'un procédé soustractif, obtenu par un double mordantage à l'acide chlorhydrique et sulfurique du titane lisse. Il permet d'augmenter la surface de contact en créant des microrugosités (Fig.10), tout en préservant la couche d'oxyde de titane, par élimination de microparticules à la surface des implants, et sans contamination par microparticules additionnées.



**Figure 10 Microstructure de la surface Osseotite**

« Extrait du livre *Le système implantaire 3i* » de **DEGORCE T** (CdP) [63]

La surface est irrégulière et présente des pics distants de 1 à 3μm horizontalement et 5 à 10μm verticalement ; sachant que la matrice osseuse s'insère dans des pores de 1 à 2μm [191].

### 2) Avantages

La surface Osseotite optimiserait la cicatrisation osseuse d'un point de vue qualitatif et quantitatif, car, d'après Degorce et Chiche [63], par rapport à une surface lisse, elle augmente le pourcentage de contact direct os-implant, accroît la résistance à la dépose des implants, et accélère la cicatrisation osseuse.

Khang et coll. [97] ont réalisé une étude sur 97 patients et 432 implants, avec une technique chirurgicale en deux temps et une période de cicatrisation de 4-6 mois, et en prenant comme critères de succès l'absence de radioclarité péri-implantaire, de mobilité et de signes ou symptômes persistants de douleur ou infection. Ils obtiennent un taux de succès, à 3 ans, de 95% pour des implants traités par double mordantage acide contre 86,7% pour des implants usinés (et de 96,8% contre 84,8% dans de l'os de faible densité). Un recul clinique de 3 ans est insuffisant, mais cette étude publiée en 2001, prévoit dans son protocole, de poursuivre le suivi à 5 ans au total ; nous attendons donc les résultats à plus long terme.

### 3.1.2.2.2.3 Anodisation ou oxydation électrochimique (implants électropolis)

#### 1) Description du processus d'anodisation

Une anode de titane, soigneusement nettoyée, est placée au centre d'une cellule électrochimique. Puis, des cathodes de platine sont placées de part et d'autre de l'anode. Différents électrolytes peuvent être utilisés ; tels que de l'acide acétique, sulfurique, ou phosphorique, ou de l'hydroxyde de calcium. Enfin, un voltage anodique est créé [10].

#### 2) Réponse osseuse

Albrektsson et Sul [10] ont comparé des implants usinés à différents implants :

- Implants « sulfuriques » S = implants oxydés à l'acide sulfurique et implants « phosphoriques » P = implants oxydés à l'acide phosphorique
- Implants Ca = implants oxydés préparés avec un système d'électrolyte mixte contenant du calcium
- Implants TiUnite = implant anodisé dans un système électrolytique mixte contenant  $H_2SO_4$  et  $H_3PO_4$
- Implants Mg = implants oxydés au magnésium

De manière générale, les implants oxydés ou anodisés ont un contact os-implant et un couple de désinsertion plus élevés que les implants contrôles, avec une zone non minéralisée (ressemblant à du tissu ostéoïde) plus réduite.

- La réaction osseuse plus forte des implants S s'explique par la surface légèrement plus rugueuse (la rugosité est supérieure, avec un diamètre de porosité inférieur).
  - La réaction osseuse plus forte des implants P (dont l'état de surface diffère très peu des implants contrôles), et celle nettement plus forte des implants Ca s'expliquerait par une liaison biochimique des ions P et Ca à l'os.
  - Les implants TiUnite présentent un meilleur contact os-métal, avec des taux de succès élevés dans de l'os de faible densité et une résistance à l'arrachement significativement supérieure à 6 semaines (mais pas à 3 semaines) comparé aux implants usinés et Osseotite [10,173].
  - Les implants Mg présentent une ostéointégration plus rapide et plus forte, malgré leur rugosité minimale comparée à la rugosité moyenne de TiUnite, et ce, grâce à leur chimie de surface. Leur résistance à l'arrachement augmente de façon linéaire avec l'augmentation de la concentration atomique relative en ions Mg, chez le lapin [172].
- Conclusion : Influence des implants anodisés et surface chimique idéale

Les surfaces anodisées accéléreraient le contact osseux par rapport aux surfaces usinées. Une étude [101], sur 12 chiens et 72 implants, montre qu'à 3 semaines, les implants anodisés présentent un contact osseux supérieur aux implants usinés quelle que soit la technique chirurgicale (vissés ou impactés), et qu'ils présentent un quotient de stabilité primaire supérieur lorsqu'ils impactés. Mais à 8 semaines, il n'y plus aucune différence significative entre les groupes.

Par ailleurs, une étude [185] rapporte que les implants anodisés seraient bénéfiques pour les implants distaux et chez les fumeurs, car ils présentent significativement moins de perte osseuse que les implants usinés, au bout de 30 mois. Cependant, ces résultats demandent à être confirmés, car l'étude ne comporte que 31 patients et 124 implants et la perte osseuse est évaluée par radiographies panoramiques.

La surface chimique optimale des implants oxydés, chez le lapin, devrait avoir les caractéristiques suivantes pour favoriser la réponse osseuse [172] :

- comporter une couche de  $\text{TiO}_2$  d'environ 1-5 nm d'épaisseur,
- de forme cristalline (mélange de phase anastase et rutile) plutôt qu'amorphe,
- contenant environ 9% d'ions Mg ;
- avoir une rugosité de surface d'environ  $0,8\mu\text{m}$  (en Sa), ce qui augmente de 27 à 46% la surface (en Sdr),
- et une porosité d'environ 24%, avec une taille de pores entre  $0,5\mu\text{m}$  et  $3\mu\text{m}$ .

### 3) Liaison biomécanique et biochimique

- Une liaison biomécanique

Le titane permet une liaison biomécanique : l'ostéointégration, par croissance de l'os dans les irrégularités de surface micrométrique. Les implants doivent avoir un certain degré de rugosité de surface. Wennerberg et Albrektsson [189] ont montré que les réponses osseuses les plus fortes étaient obtenues sur les implants à rugosité moyenne ( $1,0 < \text{Sa} < 2,0\mu\text{m}$ ). Les implants recouverts d'une projection plasmatique d'une rugosité plus importante ( $2,0-3,0\mu\text{m}$ ) et les implants dits à rugosité minimale ( $0,5-1,0\mu\text{m}$ ) ont une réponse osseuse plus faible et les implants polis d'une rugosité très faible ( $\text{Sa} < 0,2\mu\text{m}$ ) s'intègrent peu.

- Une liaison biochimique

Les implants anodisés avec des couches oxydées de 600nm ou plus montrent des réactions osseuses très fortes.

Albrektsson et Sul [10] émettent l'hypothèse d'une interaction biochimique, notamment pour les implants avec des cations Ca et P en surface, pour lesquels existent des preuves de bioactivité, sous forme de liaisons ioniques agissant à l'interface, et indépendantes de la rugosité de surface.

### 3.1.2.3 Autres traitements

#### 3.1.2.3.1 Combinaison de deux procédés : SLA

##### 1) Description du procédé

La surface SLA (Sand-blasted, Large grit, Acid-etched) est sablée avec des macroparticules de corindon ( $Al_2O_3$ ) puis rincée et mordancée avec un mélange acide chlorhydrique - acide sulfurique. La surface SLA présente une double rugosité micro et macrométrique : le sablage crée des macrorétentions (18-23 $\mu$ m), et ensuite le mordantage acide crée des microrétentions (2-4 $\mu$ m) qui se superposent à la macrostructure [19,53].

##### 2) Avantages

- Une réduction de la période de cicatrisation et une mise en charge précoce

Les implants ITI, qui possèdent un état de surface SLA, présentent un contact os-implant précoce et supérieur *in vitro* et *in vivo* [53,54].

La réduction du temps de cicatrisation ne semble pas avoir d'incidence sur l'ostéointégration. L'étude de Cochran et coll. [54], sur 133 patients et 383 implants, rapporte des taux de succès à 2 ans supérieurs à 99%, malgré une mise en charge précoce avec un temps de cicatrisation réduit à 6 semaines dans de l'os de types I à III, et à 12 semaines dans de l'os de type IV. Cependant, le taux de succès ne prend en compte l'échec que de 3 implants par absence d'ostéointégration, et n'envisage pas l'échec après 4 ans (les paramètres péri-implantaires et radiographiques ont été enregistrés à 3, 18 et 48 mois) de 9 autres implants, à savoir 3 implants qui ont tourné lors de la connexion du pilier et ont été mis en charge quelques jours plus tard et 6 implants présentant des signes de douleur qui ont disparu avec le report de la connexion. Si nous supposons que ces implants échouent par la suite, le taux de succès n'est plus de 99,2% mais de 96,9%.

De même, Salvi [159] rapporte un taux de succès à 1 an de 100% pour des implants ITI de 4,1mm de diamètre et 8, 10, ou 12mm de longueur, mis en fonction 2 semaines après le placement des

implants. Mais l'étude ne porte que sur 27 patients et 67 implants SLA, et le recul clinique n'est que d'1 an. De plus, les 2 implants SLA qui ont tourné lors de la connexion du pilier et ont été mis en charge 12 semaines après, ont été considérés au même titre que les autres implants, alors qu'il n'y a aucune garantie pour le succès à long terme. Si nous les considérons comme des échecs, le taux de succès est alors de 97%.

- Un taux de succès élevé et prévisible

Les implants SLA assurent, d'après Bomstein et coll. [31], le succès et le maintien de l'intégration tissulaire, avec un taux de succès élevé et prévisible à au moins 5 ans (99%), dans des conditions sélectives (sites et patients).

⇒ **Cependant, le taux présenté de 99% est à modérer ; l'étude comporte des biais.**

#### 1) Biais de sélection

- Biais de recrutement

L'**effectif** est **réduit**, soit 104 implants posés chez 51 patients, et l'**échantillon sélectif**, à savoir que les patients choisis présentaient un os de bonne qualité (densité osseuse de classe I à III) et quantité (régions postérieures).

- Biais de perdus de vue

Sur 104 implants, **4 ont été exclus de l'étude**, à savoir un implant qui a été perdu au cours de la période de cicatrisation et 3 implants qui n'ont pas pu être suivis ; l'étude n'a donc pris en compte que les 100 implants restants.

Or, la cicatrisation débute lors de l'exposition de l'implant et de la mise en place de la vis de cicatrisation [123]; et Piatelli et coll. [137] ont démontré, chez le singe, que le remodelage osseux ne dépend pas du délai de mise en charge (mise charge immédiate ou précoce).

Donc, l'implant perdu au cours de la cicatrisation aurait dû être pris en compte ; le taux de survie est alors rapporté à 98%.



## 2) Biais de mesure

- Biais de recueil des données

Les **données cliniques et radiographiques** ne sont recueillies qu'à **3 mois, 1 an, 2 ans, 3 ans, 4 ans et 5 ans**. Or, les implants sont mis en charge au bout d'1 mois et demi de cicatrisation; une mesure avant mise en charge aurait été nécessaire.

- Biais de subjectivité

Les **critères de succès**, décrits par les auteurs comme « stricts », ne sont en réalité **pas suffisants ni objectifs**. En effet, la stabilité des tissus durs péri-implantaires a été validée par l'absence de radioclarité péri-implantaire continue et la mesure de la distance entre l'épaulement implantaire et l'os. Or, si la présence d'un espace radioclaire traduit un échec, son absence ne garantit pas une ostéointégration correcte [23]. De même, la stabilité des tissus mous péri-implantaires a été évaluée à l'aide de la profondeur moyenne de sondage et du niveau moyen de l'attache. Or, la valeur des paramètres parodontaux, pour évaluer la santé des tissus péri-implantaires, n'est pas prouvée [55].

## 3) Comparaison avec les autres surfaces

### a. Pourcentage de contact os-implant

- Surface SLA > surface usinée

La surface SLA présente, d'après une étude sur des échantillons chez le chien [3], un taux et un degré d'ostéointégration supérieurs à la surface usinée. Les implants TBR® à surface SLA ont une surface de contact os-implant *in vivo* supérieure aux surfaces usinées (particulièrement pendant les 4<sup>èmes</sup> semaines) [151].

- Surfaces SLA > surfaces sablées

Malgré des paramètres de rugosité similaires, les surfaces sablées et sablées-mordancées présentent des différences concernant la topographie, la densité et la chimie de surface, puisque les résidus d'aluminium provenant du sablage sont éliminés par le mordantage acide. Il en résulte des différences notables concernant la formation osseuse [5].

- Surfaces SLA > surfaces TPS

« La surface SLA favorise un contact osseux supérieur à des périodes plus précoces comparativement à la surface TPS ». « Les implants SLA sont supérieurs aux implants TPS, qu'ils soient mis en charge ou non » [53]. Chez le chien, les implants SLA ont significativement moins de perte osseuse verticale et plus de densité osseuse que les implants TPS [51] ; et l'activité de la phosphatase alcaline, marqueur de la maturation des cellules osseuses, est plus importante au contact de la surface SLA que TPS [19]. Chez l'homme, la résorption osseuse est légèrement (mais pas significativement) inférieure avec la surface SLA comparativement à la surface TPS [76].

- Comparaison surfaces SLA versus surfaces SLA enduites de polymères

Les surfaces SLA enduites de polymères RGD présentent un contact os-implant significativement supérieur aux surfaces SLA, à 2 semaines, sur des cobayes [70].

#### b. La résistance à l'arrachement

Le torque à l'arrachement est significativement supérieur (en moyenne 2 fois plus) pour la surface SLA comparé à la surface Osseotite après 4, 8 et 12 semaines de cicatrisation, chez le cobaye [38].

#### 4) Surface SLActive ou modSLA (surface SLA modifiée chimiquement)

##### a. Procédé

La surface en titane est rincée, après le mordantage acide, sous atmosphère de gaz N<sub>2</sub> et par un dépôt continu dans une solution isotonique de NaCl [166,155]. Ceci permet d'éviter la contamination par les molécules atmosphériques [40], et produirait une surface active chimiquement, avec une faible accumulation d'hydrocarbures et de carbonates.

##### b. Comparaison : Surfaces SLActive > surfaces SLA

- Pourcentage de contact osseux

- Les surfaces SLActive favorisent l'augmentation de l'apposition osseuse pendant les 1<sup>ères</sup> phases de la régénération osseuse, chez le cobaye [40].

Elles ont un pourcentage moyen de contact os-implant significativement supérieur aux surfaces SLA à 2 et 4 semaines de cicatrisation, mais la différence n'est plus significative à 8 et 12 semaines.

- Les surfaces SLActive semblent favoriser la régénération osseuse dans des défauts à type de déhiscence angulaire, autour des implants enfouis, chez le chien [166].

- Au niveau cellulaire

Les ostéoblastes développés sur les surfaces SLActive présentent *in vitro* un phénotype plus différencié que sur les surfaces SLA, caractérisé par l'augmentation de l'activité de la phosphatase alcaline et de l'ostéocalcine, et ils génèrent un microenvironnement ostéogénique à travers une production élevée de PGE2 et de TGFβ1. De plus la 1α25(OH)<sub>2</sub>D3 augmente ces effets en synergie avec une énergie de surface élevée [193].

- Au niveau de la chimie de surface

Les surfaces TiO<sub>2</sub> produites jusqu'à présent présentent une énergie de surface basse, soit à cause de l'absorption d'hydrocarbures et de carbonates dans l'air ambiant, soit parce que la rugosité induit une hydrophobicité. Ces nouvelles surfaces SLActive ont pour but de retenir l'énergie de surface élevée de TiO<sub>2</sub> [193]. La surface SLActive présente, *in vitro*, un contact initial avec l'eau angulé à 0° (contre 139,9° pour SLA), témoin de sa mouillabilité immédiate et de son caractère ultra-hydrophile. L'augmentation de la surface d'énergie libre (SFE) aboutit à l'augmentation de la zone de contact eau/biomatériau [155].

Rupp et coll. [155] émettent l'hypothèse que la SFE et l'hydrophilie de la surface SLActive améliorent l'adhésion donc la stabilisation du caillot sanguin, et par conséquent la formation osseuse. Les surfaces SLActive ont, chez le chien, une adhésion ferme au caillot sanguin, alors que sur les surfaces SLA, le coagulum est partiellement collapsé, d'où la formation de tissu de granulation.

Les implants SLActive ne posséderaient pas de propriétés ostéoinductives [166], et l'augmentation de la formation osseuse observée *in vivo* sur les surfaces SLActive, serait en partie due à l'effet stimulant de la haute énergie de surface sur les ostéoblastes [193].

### 3.1.2.3.2 Mousses en titane

Saint-Pierre et coll. [157] ont démontré, *in vitro*, que les mousses en titane (échantillons en titane fabriqués par un nouveau procédé métallurgique de pulvérisation) favorisent la prolifération et la différenciation précoce des pré-ostéoblastes, par rapport à des surfaces polies. La taille moyenne des pores a une incidence sur la prolifération, mais pas sur la différenciation et la minéralisation. La plus petite taille de pores est plus favorable, car les cellules ont moins de difficultés à remplir les pores avec de la matrice extra-cellulaire. Cependant, leurs cultures cellulaires expérimentales ne sont qu'un modèle simplifié et des mesures du potentiel ostéoconducteur de ces échantillons en titane doivent être réalisées *in vivo* pour confirmer ces résultats.

### 3.1.2.4 Cas particulier : Les métaux poreux [115]

#### 3.1.2.4.1 Les différents matériaux poreux

##### 3.1.2.4.1.1 Le nitinol ou NiTi

Le nitinol est un alliage titane-nickel. La forme poreuse est obtenue par la filière des poudres sous haute température et forte pression. Il a une résistance mécanique supérieure et un module d'élasticité similaire à l'os spongieux.

##### 3.1.2.4.1.2 La matrice poreuse de tantale

Elle est obtenue par dépôt de vapeurs chimiques sur un squelette de carbone vitreux réticulé, procédé qui permet de fabriquer des matrices poreuses uniformément et entièrement recouvertes de métaux sous forme très pure. Elle a d'excellentes propriétés de résistance à la corrosion et de biocompatibilité. Sa résistance à la compression et son module d'élasticité ont des valeurs comprises entre celles de l'os trabéculaire et cortical. Chez le chien, les implants en tantale poreux ont d'excellentes capacités d'ostéointégration et d'ostéoconduction.

#### 3.1.2.4.2 Comportement des métaux poreux vis-à-vis du tissu osseux

Maurin et coll. [115] ont démontré que les deux métaux poreux favorisent l'adhésion et la prolifération des ostéoblastes, et plus particulièrement le tantale qui permet une très bonne infiltration cellulaire en profondeur. La plus grande vitesse de croissance osseuse sur le tantale, par rapport au NiTi, semble due à sa plus grande porosité (80% d'espace libre contre 60%, avec une taille moyenne de pore de 350 à 550 $\mu$ m contre 230  $\pm$  130 $\mu$ m de diamètre).

Les métaux poreux semblent prometteurs quant à la rapidité d'ostéointégration, grâce à une bonne infiltration de tissu néoformé à l'intérieur de la structure trabéculaire. Cependant, des études complémentaires sont nécessaires.

### 3.1.2.4.3 Avantages des métaux poreux

- Une **biocompatibilité** parfaitement **démontrée** (nitinol et matrice poreuse de tantale)
- Une **haute capacité d'intégration** : ils favorisent davantage la croissance osseuse que le même matériau sous forme solide, en servant de tuteur pour la néoformation osseuse.
- De **très bonnes propriétés mécaniques** : ils ont une très bonne solidité et résistance, et ils ont un module d'élasticité proche de celui du tissu osseux. Ils sont bien adaptés mécaniquement à une implantation permanente dans le tissu osseux, grâce à une très haute interconnectivité entre les pores, qui génère un espace vide de 60% minimum (et jusqu'à 85%) avec des tailles de pores de 50 à 600 $\mu$ m. En fait, ils miment la microarchitecture de l'os trabéculaire naturel, ce qui leur permet de supporter les contraintes mécaniques appliquées.
- Ils sont **autoclavables** et **manufacturables**.

Par conséquent, les métaux poreux apparaissent comme des matériaux d'implantation optimaux, car ils cumulent les propriétés de plusieurs matériaux. La stabilité et la capacité d'intégration et de fixation en sont accrues, ce qui réduit le délai de cicatrisation. Ils pourraient ainsi augmenter la fiabilité et la pérennité de l'implant.

## **3.2 ETAT DE SURFACE DU PILIER IMPLANTAIRE**

### **3.2.1 Réponse muqueuse péri-implantaire**

D'après Weber et coll. [187], les différents états de surface n'affectent pas la cicatrisation des tissus mous, mais influencent la localisation du point de contact os-implant le plus coronaire. En effet, il n'y a aucune différence dans le tissu conjonctif, chez le chien, que l'état de surface de la portion transgingivale soit sablé fortement, faiblement, ou usiné. En revanche, il y a plus d'os marginal pour les surfaces rugueuses que pour les surfaces lisses.

Pourtant, d'après Chehroudi et coll. [47], les surfaces micro-rugueuses induisent la croissance de tissu conjonctif au niveau du col de l'implant, ce qui inhibe la migration apicale de l'épithélium, comparé aux surfaces lisses. Ils ont examiné le comportement cellulaire sur des implants sur lesquels le tissu conjonctif est en contact avec différentes topographies de surface (col implantaire), alors que l'épithélium est seulement en contact avec une surface lisse (composant transgingival). La profondeur des rugosités de surface a une influence sur l'organisation cellulaire. Sur des surfaces micro-rugueuses dites « grooved » avec des rainures de 19 à 30 pico mètres (pm) de profondeur, les fibroblastes changent d'orientation ; ils ne sont plus obliques, mais prennent une configuration plus complexe. Sur les surfaces rugueuses dites « tapered pitted » avec des puits coniques de 120pm de profondeur, les fibroblastes sont regroupés dans un arrangement en forme de hamac.

### **3.2.2 Accumulation de plaque bactérienne**

L'augmentation de la rugosité de surface des piliers peut conduire à l'augmentation de l'accumulation de plaque et de la colonisation par une flore pathogène dans les tissus supracrestaux. Le « design » de toute suprastructure prothétique devrait permettre un accès suffisant pour le contrôle de plaque par le patient et tous les facteurs de rétention de plaque bactérienne doivent être éliminés [148,187].

Rimondini et coll. [148] ont montré, *in vivo*, chez l'homme, qu'une surface polie en titane avec un  $Ra < 0,088\mu m$  et un  $Rz < 1,027\mu m$  empêche l'accumulation et la maturation de la plaque bactérienne, qui sont nettement diminuées après 24h. Cet état de surface poli pourrait être utilisé pour les composants implantaires transgingivaux et de cicatrisation, pour minimiser la colonisation bactérienne, permettre une bonne cicatrisation et une bonne santé des tissus péri-implantaires.

Pourtant, l'étude de Zitzmann et coll. [197] contredit les observations faites selon lesquelles la rugosité de surface facilite l'accumulation de plaque, en démontrant, *in vivo*, chez le chien, que l'état de surface des piliers implantaires en TCP n'a aucune influence sur la formation de plaque et d'un infiltrat inflammatoire dans la muqueuse péri-implantaire. En effet, au bout de 6 mois d'accumulation de plaque, ils ont observé une lésion inflammatoire chronique du tissu conjonctif péri-implantaire similaire (localisation, taille et composition), que les piliers soient lisses ou rugueux (traités par mordantage acide).

**La nature de l'état de surface des parties transmuqueuses reste un sujet de controverse, étant donné que la rugosité semble favorable, d'après Bert [24] à la fois à la cicatrisation des tissus mous et à la colonisation bactérienne.**



## **3.3 CHOIX DE L'ETAT DE SURFACE**

### **3.3.1 Etat de surface du corps implantaire**

Albrektsson et Wennerberg [11] ont rassemblé les connaissances en 2004, concernant les différents états de surface implantaires. Ils ont conclu que le seul état de surface présentant réellement un suivi à long terme est le TiOblast.

- L'anodisation

Les implants oxydés sont très prometteurs, de par leur adhésion biochimique qui permettrait une meilleure attache osseuse lors de la phase de cicatrisation initiale, période durant laquelle les mouvements de l'implant peuvent entraîner son enrobage dans du tissu mou, conduisant à l'échec (d'après Albrektsson et Sul) [10].

Les **surfaces TiUnite**, traitées par anodisation, ont un suivi clinique de 1 à 2 ans au mieux, avec un taux d'échec d'environ 3% [11].

Les avantages potentiels des **implants Mg**, suggérés par Sul et coll. [173] chez le lapin, permettent d'envisager une réduction du temps de cicatrisation avant mise en charge, voire une mise en charge immédiate.

- Les surfaces sablées mordancées

Les **surfaces SLA** présentent de bons résultats cliniques, avec un recul de plus de 3 ans ; et les **surfaces Frialite-2** ont de bons résultats cliniques à 3 ans dans une seule étude [11].

SLA semble être une avancée technologique et un gain de temps sur l'ostéointégration : elle semble accélérer la durée d'ostéointégration, l'apposition osseuse secondaire et augmenter la surface de contact os-implant après 1 an de mise en charge [19].

Sachant que la perte osseuse crestale continue jusqu'à 6 mois après la mise en charge (65% avant et 35% après), et que la densité osseuse varie plus au niveau crestal, il pourrait être intéressant d'utiliser la surface SLA jusqu'au niveau crestal [51].

- Le mordançage acide

Les **surfaces Osseotite** (3i) (traitées par double mordançage acide) présentent de bons résultats cliniques, avec un recul de plus de 5 ans.

- Le soufflage à l'oxyde de titane

L'**implant TiOblast** (AstraTech®) est le seul dont l'état de surface présente un taux de survie documenté à plus de 10 ans, et un taux de succès suivi à plus de 7 ans.

- Conclusion

Le corps implantaire doit comporter un état de surface avec des rugosités de l'ordre du micromètre. En effet, la rugosité de surface du corps implantaire augmente la capacité d'adhésion de l'os au titane lors de l'application de charges importantes et participe au maintien de l'os au niveau du col [49].

### 3.3.2 Etat de surface du col implantaire et du pilier

Néanmoins, l'état de surface de la partie transgingivale de l'implant et du pilier peut avoir une influence sur la santé de la gencive péri-implantaire. Les implants couramment utilisés possèdent un col lisse et usiné et ne doivent pas être sablés ou mordancés au niveau de leurs 1<sup>ères</sup> spires, du fait de l'augmentation de la rétention de plaque bactérienne sur les surfaces rugueuses de l'implant ou du pilier, et en prévision d'une éventuelle perte osseuse laissant la partie cervicale de l'implant en contact avec la gencive [24,187].

## 4.1 IMPLANT

### 4.1.1 MORPHOLOGIE IMPLANTAIRE

La morphologie implantaire se définit par la forme du corps (cylindrique ou conique), la forme du col (cylindrique ou évasé), et son architecture (en une ou deux parties). La forme de référence la plus utilisée est la forme de vis cylindrique ; les autres formes en dérivent dans le but d'élargir les indications ou d'apporter des améliorations face à une situation clinique classique [60].

- Notion de surface portante implantaire

La surface portante implantaire correspond à la surface développée de l'implant en contact intime avec l'os, qui assure la qualité et le maintien de l'ostéointégration ainsi que la transmission des forces occlusales à l'os périphérique. Elle se caractérise par les dimensions et la forme générale de l'implant (macrostructure) et par les caractéristiques de l'état de surface de l'implant (microstructure) ; et elle dépend de la position et de l'orientation de l'implant par rapport aux forces occlusales. Les macrorétentions sont réalisées par des modifications de forme du corps de l'implant (forme conique ou en vis, avec des évidements ou perforations de surface). Elles augmentent l'interface osseuse, de façon modérée, et améliorent la dispersion des forces dans l'os périphérique [107].

- Répartition du stress

Le stress est l'ensemble des contraintes s'exerçant sur les implants et l'os, en l'occurrence, et il se caractérise essentiellement par des forces de tension, compression, cisaillement. Il est réparti le long des implants suivant leur morphologie. Le schéma est similaire pour les formes cunéiforme et cylindrique vissée : les forces se concentrent sur un côté du col, elles sont réparties de façon équilibrée le long du corps de l'implant et elles sont minimales au niveau apical [57].

### 4.1.1.1 Historique de l'évolution des formes implantaires

Durant les périodes antique, médiévale, et la renaissance, l'implantologie se limitait essentiellement aux transplantations de dents : dents d'animaux, sculptées dans de l'ivoire ou humaines. On peut relier l'implant de Chantambre (au 1<sup>er</sup> ou 2<sup>ème</sup> siècle de notre ère), implant en fer forgé remplaçant une prémolaire et retrouvé récemment dans son contexte osseux, dans l'Essonne [56].

La période fondamentale marque le début de l'implantologie endo-osseuse, notamment avec Maggilio.

Pendant la période prémoderne, un implant en forme de panier cylindrique en or (Payne) ; et un implant en forme de cylindre creux en porcelaine rugueuse (en Pennsylvanie) ont été décrits.

Avec la période moderne, trois types d'implants sont apparus :

- Les implants endo-osseux I : implant en forme de vis enfoui (Adams), implant vis en vitallium (Alvin et Strock, 1939), implant endodontique (Strock, 1940).
- Les implants sous-périostés : développés par Dahl en 1941 (Suède) et façonnés avec une forme standard ; Weinberg et Linkow décrivent l'implant sous-périosté unilatéral ; James propose un appui au niveau des branches montantes afin d'éviter un affaissement de l'implant.
- Les implants endo-osseux II : Différentes formes sont créées à partir des années 40, à savoir l'implant hélicoïdal en spirale (Formiggini, 1947), l'implant en double hélice spirale (Cherchève), l'implant en trépied ou implant aiguille (Scialom), l'implant lame (Linkow, 1967), l'implant transmandibulaire (James, 1970), l'implant tridimensionnel (Juillet, 1975)

Avec la période contemporaine (à partir des années 1970), apparaissent différents systèmes implantaires, tels que l'implant IMZ, ITI, Corevent, Frialit-2, Steri-Oss, et les implants larges 3i de 1<sup>ère</sup> génération [59].

### 4.1.1.2 Implants vissés

Les implants vissés (filetés) ont un recul clinique de plusieurs décennies avec un résultat fonctionnel, sans complication, largement démontré et des taux de succès supérieurs aux implants impactés [63,65]. La forme générale du corps de l'implant et le pas de vis (nombre et dimension des spires) interviennent dans le calcul de la surface portante implantaire : un implant vis a une surface portante 1,5 fois supérieure à un implant cylindrique de même taille, grâce aux macrorétentions constituées par les spires [107].

#### 4.1.1.2.1 Différents types d'implants vissés

##### a) Implant cylindrique ou vis standard (Fig. 11)

- Caractéristiques

Il possède un col légèrement évasé ou de diamètre identique au corps, un corps de forme cylindrique présentant un filetage externe sur toute sa hauteur, et un apex tronconique et sécant. La jonction implanto-prothétique se situe au niveau de la crête osseuse [60].



**Figure 11 Implant cylindrique (1).**

« Extrait du livre **Les implants en odontologie** » de DAVARPANAH (CdP) [60]

Il est constitué de trois parties : le col (2), le corps (3) et l'apex (4).

### Exemple : L'implant vissé Osseotite® (3i®)

Il a un corps de forme cylindrique vissée et droite, avec une configuration apicale dite ICE (incremental cutting edge), c'est-à-dire que la partie apicale est auto taraudante et légèrement tronconique [63].

- Avantages

- L'implant standard est celui qui a le plus grand recul clinique [60].
- Il a une meilleure stabilité primaire car d'une part, il est auto-taraudant - ce qui simplifie la chirurgie en évitant le passage préalable d'un taraud pouvant d'ailleurs être à l'origine d'une mauvaise stabilisation primaire de l'implant - et d'autre part, la configuration apicale ICE permet un engagement progressif de l'os (grâce aux 4 pans ouverts à grande capacité de coupe) [63].

### b) Implant transgingival ou monobloc (Fig. 12)

- Caractéristiques

L'implant transgingival ou monobloc est un implant en une partie.

Il possède un col long qui se prolonge à travers la gencive sans s'arrêter au niveau de la crête osseuse, et un corps et un apex de forme identique à la forme d'implant standard. Le col étant long, le pilier prothétique est beaucoup plus court et la jonction implant-pilier se situe en position supracrestale [60].



**Figure 12 Implant transgingival**

« Extrait du livre **Les implants en odontologie** » de **DAVARPANAHAH (CdP)** [60]

Il présente un col plus long (1) mais un corps (2) et un apex (3) identiques à ceux de l'implant standard.

Exemple : L'implant Osseotite TG ® (transgingival) (3i®)

Cet implant monobloc, spécialement conçu pour une technique non enfouie, possède un corps implantaire vissé, et auto taraudant (ICE), avec un col lisse de diamètre constant (4,8mm) et une connexion prothétique particulière formant le concept Simple Logic: interne, de type cône morse d'une conicité de 8° [63].

- Avantages

- Le matériel chirurgical est compatible avec les implants standard car les implants transgingivaux ont une forme implantaire identique excepté le col [60].
- L'inflammation péri-implantaire est moins marquée autour des implants en une partie [60].

- Inconvénients

- L'implant étant en une partie, les étapes prothétiques sont simplifiées, mais cela prive de la possibilité de choisir et de modifier le pilier prothétique après la pose chirurgicale de l'implant ; c'est pourquoi il est préférentiellement indiqué dans les secteurs postérieurs [60]. Cependant, il existe des piliers angulés chez Straumann.

- Le niveau d'enfouissement du col ne pouvant être juxta ou sous crestal, le liseré gris est visible par transparence, notamment en présence de gencive fine ou de récession gingivale. La portion trans-gingivale de l'implant Osseotite TG® (3i®) est recouverte d'une couche de nitrure de titane afin d'améliorer le résultat esthétique en masquant la couleur grise du titane [63].

### c) Implant à col évasé (Fig. 13)

- Caractéristiques

Il possède un col élargi par rapport au diamètre du corps au niveau du pas de vis, mais le corps et l'apex restent identiques à ceux de l'implant standard [60].



**Figure 13 Implant à col évasé (1).**

« Extrait du livre **Les implants en odontologie** » de **DAVARPANAHI** (CdP) [60]

Il a un corps et un apex identiques à ceux de l'implant standard. Le col a un diamètre supérieur à celui du corps.

#### Exemple : L'implant à plateforme élargie Osseotite XP® (3i®)

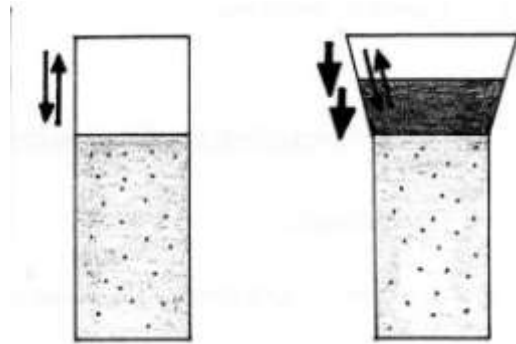
Il est identique à l'implant vissé Osseotite® excepté son col qui s'élargit au diamètre supérieur, dans les 2mm les plus coronaires de l'implant. Le col et l'hexagone restent identiques, tous les composants prothétiques sont parfaitement compatibles (ce sont ceux du diamètre supérieur au diamètre de l'implant) [63].



- Avantages : L'évasement du col permet :
  - D'augmenter la surface de sustentation prothétique grâce à une base prothétique plus large, afin de répondre aux impératifs prothétiques en présence de difficultés anatomiques, telles que des crêtes minces, des concavités osseuses (notamment pour les incisives centrales et les canines qui nécessitent une base prothétique plus large de 5mm de diamètre) ou des proximités radiculaires [60,63].
  - D'optimiser l'esthétique du profil d'émergence [63].
  - D'obtenir une meilleure stabilité primaire, quelle que soit la densité osseuse et la technique chirurgicale, car son plateau prothétique plus large permet de bien engager et de bloquer l'implant dans la partie la plus coronaire [60,63].
  - D'obtenir un ancrage cortical plus large, ce qui facilite l'implantation immédiate après extraction car le col élargi ferme le site d'extraction et permet un ancrage osseux périphérique [60].
  - D'améliorer les propriétés mécaniques, grâce à l'augmentation de la surface de contact entre le col implantaire et le pilier prothétique, d'où une diminution du risque de dévissage et de fractures de vis ou d'implants [60].
  - De diminuer le risque de perte osseuse [129]

L'os cortical est plus résistant aux forces de compression ; il est 30% plus faible aux forces de tension et 65% plus faible aux forces de cisaillement, comparé aux forces de compression.

- Un col lisse de forme droite transmettrait des forces de cisaillement, alors qu'un col rugueux et de forme évasée, angulé à plus de 20°, transmettrait des forces de compression et de tension à l'os adjacent (Fig. 14), minimales et bénéfiques, et diminuant le risque de perte osseuse [129].



CB

**Figure 14 Morphologie du col implantaire**

- Indications [63]
  - Epaisseur crestale réduite obligeant l'utilisation d'un diamètre implantaire inférieur.
  - Os de faible densité ou mise en charge immédiate, car il a une meilleure stabilité primaire.
  - Extraction-implantation immédiate lors de greffes sinusiennes avec la technique des ostéotomes

La plate-forme élargie permet de réduire le hiatus entre le col de l'implant et la partie la plus coronaire de l'alvéole et ainsi de limiter une éventuelle invagination épithéliale.

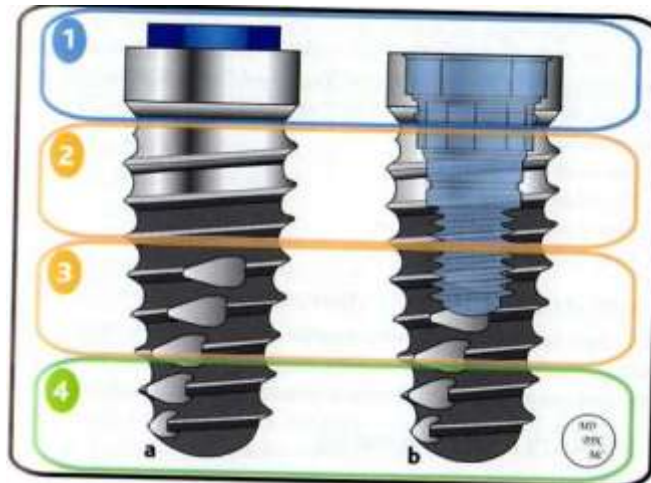
- Difficultés anatomiques dans le secteur antérieur

Il a une forme adéquate pour le secteur antérieur, pour éviter une fenestration, pour contourner des obstacles anatomiques (convergence radiculaire des dents adjacentes à l'édentement), pour maintenir l'espace et ménager un espace latéral d'augmentation osseuse en cas de reconstruction osseuse.

d) Implant conique (cylindro-conique) ou anatomique ou radulaire (Fig. 15)

- Caractéristiques

Il possède un corps de forme similaire à une racine dentaire, et un apex arrondi [60].



**Figure 15 Implant conique à hexagone externe (a) ou à connexion interne (b).**

« Extrait du livre **Les implants en odontologie** » de **DAVARPANA M et coll.** (CdP) [60]

Il présente un col de forme classique (1), un corps cylindrique (2) puis conique (3) et un apex arrondi.

Exemple : L'implant Osseotite NT® (3i®)

Il a un profil général conique proche de celui de la racine d'une dent monoradiculée, c'est-à-dire que le diamètre diminue progressivement du col vers l'apex. Il a une extrémité apicale mousse et arrondie. Le pas de vis des spires est régulier jusqu'à l'apex, assurant une bonne stabilité le long de l'implant. Il est muni d'un nouveau dessin de spires auto-taraudantes : Spiral ICE. Son couple d'insertion est l'un des plus faibles, selon des tests réalisés par le fabricant, sur un matériau aux caractéristiques semblables à celles de l'os humain, dans le but de limiter les complications d'une compression osseuse excessive lors de la chirurgie [63].

- Avantages

- Une meilleure stabilité primaire

L'effet de compression périphérique de l'os au niveau de la zone conique permet d'améliorer la stabilité primaire dans un os de faible densité ou lors de mise en charge immédiate. L'implant conique est tout à fait indiqué dans des sites sous sinusiens, avec une technique des ostéotomes, grâce à sa stabilité et son apex arrondi [60]. A dimensions égales, les implants NT® permettent une meilleure stabilité primaire que les implants droits, même dans un os de faible densité, grâce à la forme conique de leur corps [63].

- Une simplification de la mise en place chirurgicale

La conicité du site osseux préparé permet d'améliorer les conditions de mise en place de l'implant, à savoir de l'insérer sur une grande partie de sa hauteur avant d'avoir à le visser, de réduire le temps de mise en place et de simplifier la mise en place, ce qui diminue les risques d'ovalisation du site osseux et présente un intérêt lors d'ouverture buccale insuffisante [60].

- Un contournement des difficultés anatomiques

Sa forme anatomique permet de l'implanter dans un site d'extraction récent et en présence de proximité radiculaire ou de crête alvéolaire concave limitant l'espace osseux disponible au niveau apical [60].

- Une diminution du risque de traumatisme et de déchirure de la membrane sinusienne lors de technique d'élévation sinusienne avec des ostéotomes, grâce à son extrémité apicale mousse et arrondie [63].

- Inconvénients

- Sa forme spéciale impose l'utilisation de forets chirurgicaux spécifiques afin de donner une forme conique au site implantaire [60].
- La technique chirurgicale doit être parfaitement maîtrisée pour garantir un résultat esthétique. Son apex arrondi limitant son enfoncement, il s'adapte exactement à l'espace laissé par le dernier foret ; ce qui laisse très peu de flexibilité quant au positionnement corono-apical de l'implant [60].

- Indications

- Difficultés anatomiques, notamment au maxillaire

L'implant NT® peut répondre à toutes les indications cliniques, mais il est particulièrement adapté au maxillaire où la densité osseuse est moins bonne, grâce à son excellente stabilité primaire, ou en présence soit d'obstacles anatomiques, soit de concavités vestibulaires, pour éviter une fenestration de la table osseuse [63].

- Extraction- implantation immédiate

Sa forme conique optimise le comblement de l'alvéole après extraction [63].

### e) Implant troué

Les premières générations d'implants (IMZ®, ITI®, CoreVent®, 3i® de 1<sup>ère</sup> génération...) présentaient des trous au niveau du corps sensés améliorer l'ostéointégration. Ces systèmes ont généralement été abandonnés.

#### 4.1.1.2.2 Pas de vis

Les implants cylindriques impactés (sans spire) présentent des résultats défavorables et un recul clinique inférieur aux implants vissés (avec spires) [59].

##### a) Apport du pas de vis

Le pas de vis augmente la surface de contact os-implant, améliore la stabilisation primaire, la résistance aux forces de cisaillement et la distribution des forces dans le tissu osseux [59,65]. Les fractures liées à la perte osseuse péri-implantaire dépendent en partie de la répartition des forces dans l'os péri-implantaire qui elle, dépend du type et de la forme de l'implant. La forme en pas de vis permet une meilleure distribution des charges au tissu osseux environnant et offre la meilleure résistance aux macromouvements [63]. Les spires améliorent la distribution des forces latérales, grâce à une diffusion diagonale, contrairement à une forme cylindrique qui les diffuse horizontalement [107].

##### b) Pas de vis progressif

Les spires présentent un filetage de profondeur variable et progressive, de la partie cervicale vers l'apex. Un pas de vis progressif améliore la répartition des charges, qui augmentent en direction apicale [74,153]. La principale caractéristique du filetage asymétrique, dit « pas d'artilleur » est, d'après le laboratoire Serf [168] qui produit les implants orthopédiques et dentaires EVL, la stabilité qu'il engendre, tout en conservant un maximum d'os.

- Un col micro-fileté dit « microthread »

Les résultats de l'étude d'Abrahamsson [4] suggèrent qu'un col micro-fileté améliore les conditions pour l'ostéointégration. Le degré de contact os-implant au niveau marginal est significativement supérieur autour d'implants avec un col micro-fileté par rapport à des implants sans portion marginale micro-filetée (81,8% contre 72,8%).

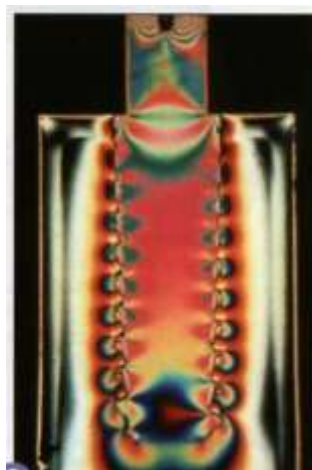
- Exemples

- \* L'implant Ankylos

Il est muni d'une connectique conique et d'un pas de vis progressif (Fig. 16). Il permet une répartition graduelle de la charge vers l'os spongieux (Fig. 17) et une très bonne stabilité primaire, même dans un os défavorable (d'après Gueudry J et Moinard M) [74]. Il présente un intérêt dans des régions soumises à des forces occlusales importantes telles que les régions molaires ; et permettrait de remplacer une molaire par un seul implant, sachant que celui-ci présente les mêmes taux de succès dans d'autres indications [153].



**Figure 16 Implant Ankylos : filetage variable**



**Figure 17 Etude en photo-élasticimétrie**

La charge est répartie graduellement en direction de l'apex de l'implant.

« Extrait de **Stratégie prothétique** 2004;4(4) : Figures 2 et 3 p286 » [74]

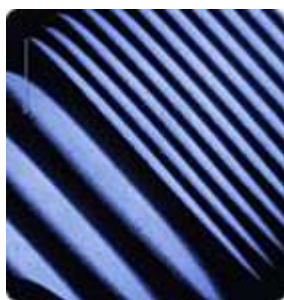
### \* L'implant Seven de MIS

D'après le fabricant [117], ces micro-filetages sur le col (0,1 x 0,3 mm) garantiraient une résorption osseuse minimale et fourniraient une meilleure stabilité primaire, surtout dans de l'os de type III et IV, en améliorant l'état des faces proximales de la crête osseuse.

\* Les implants Swiss-Plus et EVL (SERF) [168] présentent également un filet asymétrique.

### \* Le système implantaire Astra Tech

Le col présente un profil Micro Thread (Fig. 18). D'après le fabricant [12], une analyse par éléments finis ayant montré qu'un col implantaire lisse concentre fortement les contraintes jusqu'à la limite de ce col lisse ; un micro-filetage du col permet d'éviter cette concentration des contraintes. Le profil Micro Thread garantit une meilleure répartition des contraintes autour du col implantaire et une meilleure résistance mécanique grâce à une épaisseur importante de titane [176].



**Figure 18 Profil Micro Thread (Astra Tech)**

« Extrait du catalogue **Astra Tech** [12] »

### c) Système de double hélice ou doubles spires

Exemple : L'implant Swiss-Plus conique (Zimmer Dental) (Fig. 19)

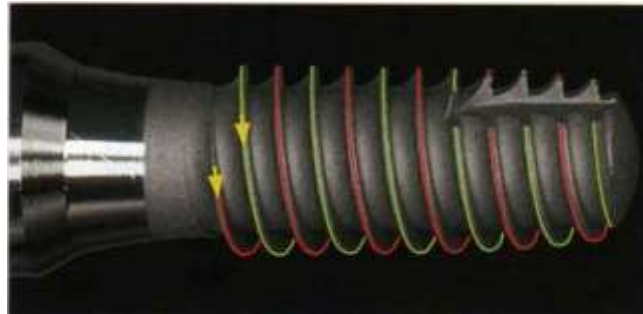
Il est disponible en deux diamètres. Pour le plus petit diamètre, la conicité des spires est homothétique à la conicité du corps. Pour le plus grand diamètre, la conicité des spires est supérieure à celle du corps et croissante de l'apex (0,3mm) à la spire la plus haute (0,6mm).



Les spires sont dessinées en forme de lame avec un profil plus accentué que celui des implants conventionnels (pas d'artilleur).

- Avantages

- La présence de deux hélices diminue le nombre de tours à effectuer lors de l'insertion, par rapport à un implant classique, tout en conservant le même nombre de spires.



**Figure 19 L'implant Swiss-Plus conique (Zimmer Dental)**

Il comporte une double hélice avec un départ de spires de chaque côté du corps de l'implant.

« Extrait de **Implantologie** 2005. Vers un implant universel. Analyse d'un prétendant : Le Swiss-Plus conique. » de **LE GALL** [108]

Les implants cylindriques conventionnels à une seule spire nécessitent un nombre important de tours à effectuer lors de leur pose, ce qui finit par créer un petit jeu entre l'os et l'implant au niveau des spires les plus profondes, et limite le contact osseux.

La conicité du corps implantaire ne suffit pas car les implants de conicité supérieure mais ne possédant presque pas de spires dans le tiers apical n'ont pas un aussi bon ancrage primaire et sont plus compressifs pour l'os. Ce concept, présenté par Le Gall MG et coll. [108], permet d'augmenter d'un tiers le nombre de spires, avec un espacement de 0,9mm contre 1,2mm pour l'implant ITI ou Swiss-Plus cylindrique, mais sans augmenter le nombre de tours à effectuer pour l'insérer.

- La présence de doubles spires réduit le risque d'échauffement lors de la pose. Les doubles spires permettent, d'après le laboratoire Zimmer Dental [195], une insertion plus rapide.
- Le dessin des spires auto taraudantes réduit, d'après le laboratoire Zimmer Dental [195], le temps de pose de l'implant.

#### d) Taille et forme de spire

Hansson [79] a démontré que trois paramètres augmentent la capacité de l'implant à supporter des charges axiales, à savoir des éléments de rétention *versus* un col lisse, une augmentation de l'épaisseur des parois de l'implant, et un ancrage bicortical *versus* un ancrage unicortical. Des éléments de rétention au niveau du col d'implants vissés, tels qu'une surface rugueuse de microarchitecture adéquate et/ou un micro-filetage, constituent un avantage biomécanique. Ils contrecarrent la résorption osseuse en accord avec les lois de Wolff's.

Il a aussi démontré [81] que la forme des spires influence considérablement l'importance du stress s'exerçant dans l'os, et si ce profil favorable de pas de vis est de très petite taille (micro- filetage), il peut être vraiment efficace.

### 4.1.1.3 Implants impactés

Les implants impactés sont en général des cylindres ou des cylindres à gradins. Leur principal facteur d'ostéointégration repose sur des micro-rétentions grâce à leur état de surface.

Les implants cylindriques impactés sont totalement déconseillés au profit d'implants vissés. Ils offriraient une moins bonne stabilité primaire que les implants vissés et présenteraient une résorption circonférentielle fréquente [59]. Les implants cylindriques sur toute leur hauteur montrent une perte osseuse nettement supérieure aux implants vissés sur toute leur hauteur [29].

De plus, ils ne permettent pas de maîtriser la distribution des forces dans le tissu osseux environnant, puisqu'ils ne possèdent pas de spires. Par conséquent, les implants cylindriques sont contre-indiqués lors de mise en charge immédiate [65]. Ils comportent un risque de projection sinusienne pour les sites maxillaires latéraux.

- Indications

Les implants cylindriques impactés ont été créés pour répondre à une indication de faible densité osseuse [108]. Leur indication majeure est un os spongieux de type II, III, IV, tandis que les implants vissés sont préférés dans de l'os plus corticalisé de type I ou II.

## 4.1.2 DIAMETRE IMPLANTAIRE

On distingue le diamètre du corps implantaire ou diamètre chirurgical, directement au contact de l'os, du diamètre du col implantaire ou diamètre prothétique, base de l'édifice prothétique, qui définit l'interface implanto-prothétique. Le choix du diamètre implantaire repose sur des facteurs chirurgicaux et prothétiques.

- D'un point de vue chirurgical, les implants doivent avoir un ancrage cortical maximal, afin d'avoir une bonne stabilité primaire.
- D'un point de vue prothétique, le diamètre du col de l'implant doit être proche de celui de la dent à remplacer, afin d'établir un profil d'émergence plus harmonieux.

La classification retient trois diamètres implantaires différents : petit diamètre (< 3,4mm), diamètre standard (de 3,75 à 4,1mm), large diamètre (> 4,5mm) [62].

### 4.1.2.1 Implants de diamètre standard (3,75 à 4,1mm)

- Le diamètre de référence par excellence

Le diamètre standard est utilisé depuis les années 1980 et constitue le diamètre de référence dans la plupart des situations cliniques. L'implant de 3,75mm de diamètre avec un col de 4,1mm de diamètre et 0,75mm de hauteur, était à l'origine l'implant standard de référence. L'implant de 4mm de diamètre avec un col de 4,1mm de diamètre était considéré comme implant de « secours », mais il est aujourd'hui utilisé en 1<sup>ère</sup> intention, sauf en cas d'os extrêmement dense de type I et/ou de largeur de crête réduite. La faible augmentation (de 0,25mm) du diamètre du corps implantaire rétablit un diamètre constant de l'apex au col et augmente considérablement la surface de contact osseux et les capacités de résistance mécanique.

- Limites [59]
  - Ils connaissent des problèmes de dévissage et de fractures de pièces prothétiques.
  - Ils n'ont pas une bonne stabilité primaire dans un os peu dense (type IV).

#### 4.1.2.2 Implants de petit diamètre (< 3,4mm)

Les implants de petit diamètre ou miniplants ont la même forme et la même longueur que les implants de diamètre standard, mais ils présentent des propriétés inférieures.

- D'une part, ils ont une surface d'ancrage et une résistance à la fracture inférieures aux implants standard

Par conséquent, ils sont contre-indiqués pour le remplacement des canines et des molaires pour lesquelles la sollicitation mécanique est importante. La diminution de 20% du diamètre implantaire (de 3,75 à 3mm) entraîne une diminution d'environ 50% de la résistance à la fracture [59].

La résistance à la fracture des implants de petit diamètre peut être améliorée en usinant différents types d'alliages et pour limiter ce risque, le pas des spires est réduit par rapport aux autres implants, la longueur choisie est > 10mm, le réglage de l'occlusion est rigoureux et l'indication limitée à certaines dents (incisives mandibulaires et certaines incisives maxillaires latérales) ; et dans ces conditions, les taux de succès sont similaires aux implants standard.

- D'autre part, leur stabilité primaire est inférieure ce qui pose problème dans un os de faible densité [59].

## a) Considérations biomécaniques

- Pour Matsushita et coll. [116], les petits diamètres implantaires sont moins favorables à la distribution des forces, car le stress dans l'os cortical décroît avec l'augmentation du diamètre implantaire. Les contraintes sont généralement supérieures dans l'os cortical et s'exercent essentiellement au niveau de l'os marginal péri-implantaire.
- Pour, Block et coll. [30], un petit diamètre n'aurait aucune incidence sur l'ostéointégration, car l'augmentation des forces de dépose est proportionnelle à la longueur de l'implant mais ne dépend pas du diamètre implantaire.

Ils l'ont démontré chez le chien, en évaluant la traction nécessaire à la dépose d'implants impactés recouverts d'hydroxyapatite (Calcitek), après 15 semaines d'ostéointégration.

- Enfin, Sendax et coll. [167], soutiennent que les implants de petit diamètre présentent une meilleure intégration tissulaire, plus précisément des tissus mous et que les contraintes exercées sur l'os, sources d'une éventuelle perte osseuse, sont proportionnelles au diamètre de l'implant.

Il existerait un diamètre critique de l'implant au-delà duquel le risque de perte osseuse prédisposerait à l'inflammation péri-implantaire, ce qui s'expliquerait par une augmentation des contraintes et une diminution de la vascularisation osseuse au niveau cervical.

- En réalité, les études n'aboutissent pas à un consensus sur les considérations biomécaniques, car les protocoles de recherche sont différents et le plus souvent *in vitro*. Il faudrait des résultats cliniques à long terme pour répondre de la fiabilité des implants de petit diamètre et de la stabilité osseuse [59].

## b) Indications

- **Espace osseux inter radiculaire réduit** (< 7mm dans le secteur antérieur)
- **Crête alvéolaire mince** (< 6mm d'épaisseur)
- **Espace prothétique mésio-distal limité**

Le choix du diamètre implantaire dépend du diamètre prothétique coronaire cervical, et du profil d'émergence implantaire. Dans le sens mésio-distal, le diamètre implantaire cervical doit être légèrement inférieur au diamètre prothétique. Dans le sens vertical, l'implant doit être enfoui de 2 à 4mm par rapport à la jonction amélo-cémentaire des dents adjacentes. Si l'espace prothétique mésio-distal est inférieur ou égal à 4mm, on pourra envisager un implant avec un col de petit diamètre (< 4mm) [59].

**Par conséquent, les implants de petit diamètre sont essentiellement indiqués pour les incisives mandibulaires et latérales maxillaires et ils présentent un intérêt si on adapte le diamètre et la morphologie, c'est-à-dire que l'on peut, par exemple, utiliser un implant de petit diamètre à col évasé en présence d'une crête alvéolaire fine nécessitant une assise prothétique standard.**

### 4.1.2.3 Implants de gros diamètre (> 4,5mm)

#### a) Evolution des concepts

Langer (1987) introduit un implant large de 5mm de diamètre, avec un col micro-fileté et non un col lisse comme les implants standard. Le but était d'augmenter l'ancrage cortical de l'implant mais la perte osseuse marginale était supérieure.

Par la suite, 3i développe des implants larges de 5 et 6mm de diamètre avec un col de diamètre identique au corps mais avec la même taille d'hexagone. L'augmentation de la largeur du col améliore les propriétés mécaniques et le résultat esthétique.

Nobel Biocare développe un implant large de 5mm de diamètre muni d'un col lisse de 5,1mm de diamètre, avec un hexagone plus large de 3,4mm de diamètre (2,7mm sur l'implant standard). La résistance à la fracture est nettement supérieure à l'implant de 3,75mm de diamètre.

Malgré aucun résultat statistique définitif, les taux de succès rapportés semblent favorables et il semblerait que les échecs avec des implants de gros diamètre soient liés à une mauvaise qualité osseuse [59].

## b) Considérations biomécaniques

► Les implants de large diamètre comportent des avantages biomécaniques notables, ce qui limite les complications.

L'augmentation du diamètre général de l'implant apporte :

- Une plus grande résistance mécanique

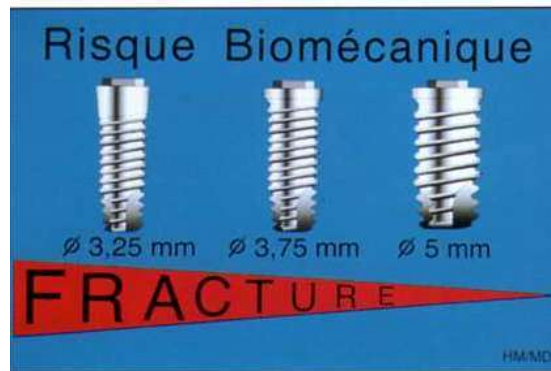
A longueur égale, l'augmentation du diamètre augmente la résistance mécanique et la résistance à la fatigue des implants.

- Une meilleure capacité à supporter les charges occlusales

L'augmentation de la surface d'appui au niveau apical augmente la résistance aux forces de compression.



- Une diminution du risque de fracture implantaire

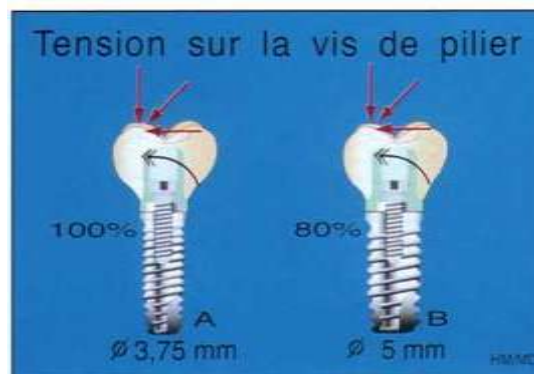


**Figure 20 La résistance à la fracture**

Elle augmente fortement avec les implants 3i de gros diamètre.

« Extrait du livre **Manuel d'implantologie clinique** » de **DAVARPANA**H (CdP) [59]

- Une diminution du risque de dévissage et de fracture des vis de piliers, grâce à une plus grande surface d'assise prothétique



**Figure 21 Les forces de tension sur la vis de pilier**

L'augmentation de la surface d'assise prothétique diminue les forces de tension s'exerçant sur la vis de pilier.

« Extrait du livre **Manuel d'implantologie clinique** » de **DAVARPANA**H (CdP) [59]

- Une meilleure stabilité primaire, favorable à l'obtention et au maintien de l'ostéointégration, grâce à l'augmentation de la surface de contact os-implant donc de la surface d'ancrage [59,60].

La diminution en longueur est compensée par l'augmentation du diamètre de l'implant, et l'utilisation d'implants courts de gros diamètre permet d'éviter des techniques chirurgicales lourdes (comblements de sinus maxillaire, greffes en onlay, déplacements du nerf dentaire à la mandibule) [59].

Les implants de gros diamètre ont une surface d'ancrage supérieure, similaire à celle procurée par les racines d'une molaire [59], même dans des conditions défavorables [142]. Avec des implants de large diamètre, dans un os de volume et de densité faibles, Pourdieu et Renouard [142] ont observé une surface de contact os-implant supérieure de 61% à celle des implants de diamètre standard (à longueur égale).

► Un implant de large diamètre est reconnu comme étant une indication fiable pour le remplacement d'une molaire unitaire, comparé à la mise en place de deux implants standard.

- Les implants larges ont une meilleure capacité à supporter les charges occlusales.

Balshi et coll. [15] soutiennent que la mise en place de deux implants diminue les contraintes occlusales et les complications prothétiques.

Cependant, il est actuellement admis qu'un implant de large diamètre a la même capacité à supporter les charges occlusales que deux implants de diamètre standard [142]. Ainsi, dans leur étude, Romanos et Nentwig [153] n'ont observé aucune complication dans les sites où des implants de large diamètre avaient été placés.

Les implants larges étaient au départ considérés comme des implants de secours pour le remplacement immédiat d'implants instables ou fracturés. Leurs excellentes propriétés mécaniques ont permis d'élargir leurs indications au remplacement de molaires unitaires, dans le but de limiter les complications biomécaniques à moyen et long terme.

Rangert [146] considère que l'implant unitaire large est le meilleur choix pour résister aux forces latérales mais pas aux forces mésio-distales ; et il est indiqué en présence d'un espace mésio-distal de 8-11mm et d'une crête large (supérieur ou égal à 8mm).

- La résorption osseuse autour des implants de large diamètre est sujette à polémique.

Balshi et coll. [15] ont observé que la perte osseuse entre deux implants était plus importante qu'autour d'un implant de large diamètre.

Les implants larges (> 5mm) seraient à l'origine de complications spécifiques : ils présenteraient un taux d'échec supérieur et une résorption osseuse péri-implantaire au cours de la phase de cicatrisation.

Pourdieu et Renouard [142] ont réalisé une étude en 2002, à partir sur 59 implants larges MKII (Wide Platform, Nobel Biocare), mis en place avec une technique enfouie (seulement jusqu'à la base du plateau), sur une période de 3 ans et dans des conditions défavorables : faible hauteur d'os (< 8mm), faible densité osseuse (type III ou IV), et pour le remplacement de molaires ou d'implants perdus non ostéointégrés.

Ils ont rapporté l'exposition de spires lors de la connexion du pilier.

Récapitulatif : nombre d'implants en fonction du nombre de spires exposées [d'après 142]

	Echecs				
Nombre de spires exposées	0	1	2	3	
Nombre d'implants	36	12	5	2	4

Pourdieu et Renouard [142] proposent différentes explications.

- L'hypothèse mécanique

Le traumatisme chirurgical serait supérieur car un foret plus large provoquerait une compression trop importante responsable d'une nécrose osseuse. Mais cette hypothèse ne semble pas valable car des cas de résorption osseuse péri-implantaire et de non ostéointégration ont été observés quelle que soit la densité osseuse.

- L'hypothèse biologique

La pose de l'implant provoquerait un traumatisme osseux, associé à une diminution de la vascularisation péri-implantaire, proportionnelle au diamètre de l'implant.

En fait, il existerait un équilibre entre le traumatisme osseux et la capacité de réparation. Un implant de large diamètre induirait un traumatisme osseux excessif par rapport à la capacité de réparation osseuse. De plus, l'alvéolyse marginale s'expliquerait par l'existence d'un cône de gradient de la « capacité de revascularisation », avec une possibilité de revascularisation inférieure au niveau de l'os crestal. En effet, la possibilité de revascularisation est diminuée de moitié au niveau du col implantaire et l'apport vasculaire ne peut se faire à partir du sommet de la crête, sachant que l'os crestal est généralement corticalisé d'où une vascularisation amoindrie.

- La technique chirurgicale

Une technique enfouie favorise le développement d'une infection, tandis qu'une technique non enfouie diminuerait les conséquences du traumatisme causé par la pose de l'implant ; c'est-à-dire qu'en présence d'un séquestre osseux, il sera rapidement éliminé alors que si une infection se développe, elle se traduira par une perte osseuse supérieure.

Il semble qu'une technique chirurgicale non enfouie ne réduit pas le taux d'échec, mais réduit le risque de résorption osseuse péri-implantaire.

- Conclusion

Les implants de large diamètre apporteraient un avantage en terme de biomécanique (ils permettent, entre autre, de remplacer deux implants de diamètre standard), mais un inconvénient en terme de taux de succès.

Ces complications semblant liées à un retard de vascularisation ou du moins, une moins bonne vascularisation, le délai de cicatrisation osseuse doit être supérieur, quelle que soit la densité osseuse, en sachant que le remaniement osseux ne commence pas avant 10 jours avec un implant de diamètre standard.

Cependant, ces conclusions sont tirées à partir de radiographies prises lors de la mise en charge. D'autres études sont nécessaires pour étayer la relation entre le traumatisme induit et la cicatrisation osseuse autour d'implants de large diamètre [142].

D'un point de vue strictement mécanique, il est préférable d'augmenter le diamètre d'un implant plutôt que la longueur, et le fait que les implants larges soient utilisés comme implants de secours le confirme [139]. Les implants de large diamètre garantissent, à court et à moyen terme, avec un recul de plus d'une dizaine d'années, un excellent maintien de l'ostéointégration et présentent un bon comportement mécanique après la mise en charge [63].

### c) Indications [59]

- **Qualité osseuse insuffisante** (os peu corticalisé de type IV mais avec une épaisseur de crête alvéolaire supérieure ou égale à 8mm)
- **Hauteur crestale insuffisante**, souvent le cas dans les secteurs postérieurs (mais avec une largeur supérieure ou égale à 8mm)
- **Edentement molaire**

- **Edentement unitaire**

- **Remplacement immédiat d'implant**

Un implant standard fracturé ou non ostéointégré peut être remplacé immédiatement par un implant large, en évitant une période supplémentaire de cicatrisation et de reconstruction osseuse de 4 à 8 mois (si la crête alvéolaire est suffisamment large) [63].

- **Extraction-implantation immédiate** (préconisée par Lazzara [1989 et 1994, cité par 59]):

Les implants larges comblent davantage le volume de l'alvéole d'une dent venant d'être extraite comparés à des implants standard. De plus, selon Graves et coll. [73], les implants standard doivent être placés plus apicalement dans l'alvéole pour augmenter la stabilité primaire, ce qui est défavorable au niveau prothétique ; tandis qu'avec les implants larges, l'hexagone peut être placé moins apicalement, ce qui est plus favorable au niveau prothétique.

**Ils sont, dans la majorité des cas, indiqués pour le remplacement des molaires, à condition que le volume crestal et l'espace prothétique soient compatibles [60].**

#### 4.1.2.4 Diamètre du col implantaire

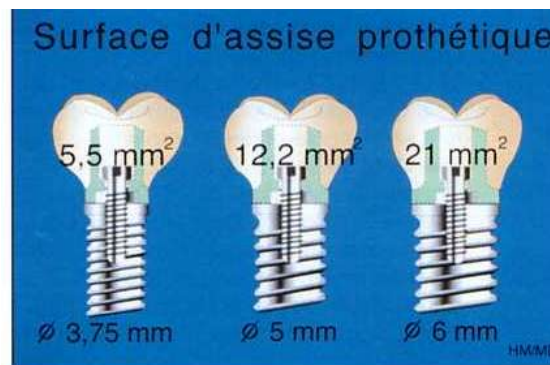
Une des priorités dans le choix de l'implant est celui du diamètre du col implantaire. L'essentiel des forces de mastication se répartit au niveau du col implantaire. Or, les forces de mastication exercées sur les implants dentaires peuvent engendrer un stress indésirable sur l'os adjacent, pouvant aboutir à des défauts osseux voire à la fracture de l'implant.

L'augmentation du diamètre du col assure :

- Une augmentation de la surface d'assise prothétique

Il en résulte une meilleure stabilité des composants prothétiques à l'interface pilier-implant et une réduction des forces exercées sur les vis de piliers et/ou les vis prothétiques, ce qui évite d'éventuels dévissages.

La tension qui s'exerce sur les vis prothétiques est inversement proportionnelle au diamètre du col implantaire, d'où une résistance à la fracture augmentée.



**Figure 22 La surface d'assise prothétique**

Elle augmente avec le diamètre du col implantaire.

« Extrait du livre **Manuel d'implantologie clinique** » de **DAVARPANAHI** (CdP) [59]

- Un meilleur résultat esthétique

L'élargissement du col permet d'optimiser le profil d'émergence prothétique des couronnes larges et d'obtenir une anatomie coronaire plus naturelle. Le diamètre du col de l'implant doit se rapprocher de celui de la dent à remplacer pour établir un profil d'émergence plus harmonieux avec des embrasures physiologiques et idéales ; mais il doit quand même rester inférieur pour ménager un espace mésio-distal suffisant pour une bonne vascularisation des papilles.

- Une meilleure distribution biomécanique des forces occlusales notamment dans les secteurs postérieurs et pour les édentements unitaires molaires.

Les implants à col large diminuent les risques de bourrage alimentaire et optimisent la répartition des forces masticatoires, en diminuant le porte-à-faux de la couronne par rapport au col implantaire.

L'étude d'Akça et coll [8] sur des implants ITI de diamètre réduit démontre que le col implantaire est une zone de fracture potentielle lorsqu'elle est soumise à des forces lourdes. Il serait donc intéressant de renforcer le col implantaire des implants ITI de diamètre réduit.

Himmlova et coll. [90] ont démontré *in vitro*, que l'augmentation du diamètre de l'implant diminue les forces maximales de Von Mises (contraintes équivalentes, moyennées aux noeuds sur modèle numérique), exercées autour du col de l'implant, plus que l'augmentation de la longueur, grâce à une répartition plus favorable des forces de mastication.

La plus grande diminution du stress est observée pour les implants de 3,6mm à 4,2mm de diamètre (31,5%) ; et elle diminue de moitié (16,4%) avec les implants de 5mm de diamètre. Cependant, la longueur de l'implant est testée avec des diamètres de 3,6mm soit avec des petits diamètres qui seraient défavorables aux vues de nombreuses études ; tandis que le diamètre de l'implant est testé avec une longueur de 12mm, considérée comme importante donc la surface de contact os-implant est supérieure.

L'étude de Nedir et coll. [122] montre qu'à moyen terme, les implants ITI Wide Neck sont hautement prédictibles et peu sujets à des complications prothétiques dans les zones molaires.

- Cas particulier : Les implants à col élargi (ex : implants Osseotite® XP)

Ils répondent à la fois aux exigences chirurgicales et prothétiques, puisqu'ils possèdent à la fois un diamètre de corps implantaire adapté au volume osseux disponible et un diamètre de col implantaire adapté au diamètre de la dent à remplacer.

Ils sont donc tout à fait indiqués dans le cas de volume osseux insuffisant pour poser un implant de large diamètre, ou dans le cas de convergence radiculaire des dents adjacentes à l'édentement (d'après Degorce) [62].



### 4.1.2.5 Choix du diamètre implantaire

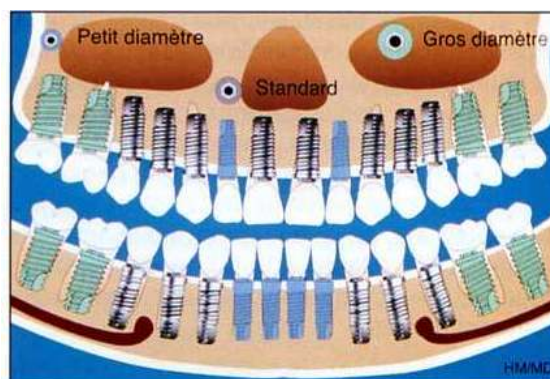
Le choix du diamètre implantaire conditionne le résultat fonctionnel et esthétique final.

Les différents diamètres implantaires offrent la possibilité d'adapter le diamètre implantaire au diamètre de la dent remplacée (cf. tableau et fig. 23). L'implant standard est l'implant de référence et les implants de petit et de gros diamètres permettent d'élargir les possibilités thérapeutiques implantaires avec un meilleur résultat esthétique.

Ces nouveaux diamètres implantaires ont un recul clinique à court terme très satisfaisant ; cependant certaines données doivent être davantage éclaircies : le risque de fracture des implants de petit diamètre à moyen ou long terme, le comportement tissulaire autour d'implants de petit et de gros diamètre, la pérennité osseuse autour d'implants larges, le meilleur choix pour supporter les forces occlusales dans les secteurs postérieurs, le diamètre implantaire adéquat dans un os de type I et IV.

La géométrie de l'implant est un paramètre majeur influant sur la distribution des contraintes osseuses péri-implantaires. L'augmentation du diamètre implantaire procure un avantage mécanique notable et démontré [138].

La plupart des systèmes préconisent les implants de petit diamètre pour les incisives mandibulaires et certaines incisives maxillaires latérales ; les implants standard pour les incisives supérieures, canines et prémolaires ; les implants de gros diamètre pour les molaires [59].



**Figure 23 Choix du diamètre implantaire adéquat**

« Extrait du livre **Manuel d'implantologie clinique** » de **DAVARPANA** (CdP) [59]

Il dépend à la fois du volume osseux disponible et de la future dent prothétique.

Tableau des mesures moyennes des dents avec les diamètres implantaires indiqués

	Dent	Diamètre mésio-distal cervical (mm)	Diamètre vestibule-lingual cervical (mm)	Diamètre chirurgical (corps implantaire) indiqué
Maxillaire	Incisive centrale	7,0	6,0	Standard ou large
	Incisive latérale	5,0	5,0	Standard ou petit
	Canine	5,5	7,0	Standard ou large
	1 <sup>ère</sup> prémolaire	5,0	8,0	Standard
	2 <sup>ème</sup> prémolaire	5,0	8,0	Standard
	1 <sup>ère</sup> molaire	8,0	10,0	Large
	2 <sup>ème</sup> molaire	8,0	9,0	Large
Mandibulaire	Incisive centrale	3,5	5,5	Petit
	Incisive latérale	4,0	5,5	Petit
	Canine	5,0	6,5	Standard
	1 <sup>ère</sup> prémolaire	5,0	7,0	Standard
	2 <sup>ème</sup> prémolaire	5,0	8,0	Standard
	1 <sup>ère</sup> molaire	8,5	9,0	Large
	2 <sup>ème</sup> molaire	8,0	9,0	Large

### 4.1.3 LONGUEUR IMPLANTAIRE

#### 4.1.3.1 Longueur du corps implantaire

Le choix de la longueur de l'implant se fait à partir de l'étude radiographique. La longueur de l'implant doit permettre d'utiliser le volume nécessaire et maximum disponible. Cependant, des distances de sécurité par rapport aux structures anatomiques sont à respecter : au maxillaire elles ne sont pas nécessaires, mais à la mandibule il est fortement recommandé de rester 2 mm au-dessus du canal dentaire inférieur.

- Le dogme d'une longueur minimale nécessaire de 10 mm

Davarpanah et coll. (1999) [59] retiennent que les implants courts de 7 et 8,5mm présentent des taux de succès inférieurs aux implants d'une longueur supérieure ou égale à 10mm. Ballester Ferrandis et coll. [14] préconisent l'utilisation d'implants de 10mm de longueur minimum. Les deux échecs observés dans leur étude étaient des implants de 7mm de longueur. Ils recommandent les prothèses dento-implanto-portées, mais à condition de ne pas utiliser d'implants courts.

Nisand et Renouard [125] remettent en question les recommandations selon lesquelles les implants dans le secteur maxillaire postérieur doivent avoir une longueur > 10mm. En effet, ils ont observé des taux de succès comparables entre des implants courts (entre 6 et 8,5mm) sous sinusiens et des implants longs (entre 8,5 et 13mm) placés sous des sinus greffés. Ils considèrent qu'une hauteur sous sinusienne de 6-9mm peut être traitée par des implants courts et que les techniques de greffes sous sinusienne par abord latéral doivent se limiter aux cas où la hauteur d'os est inférieure ou égale à 5mm.

- Influence de la longueur de l'implant

La longueur des implants ne serait pas en relation avec la perte de la crête osseuse (d'après Blanes) [29].

Himmlova et coll. [90] ont démontré, dans une simulation mécanique de la distribution du stress péri-implantaire, que l'augmentation de la longueur de l'implant diminue les forces de Von Mises *in vitro*; mais que la longueur de l'implant n'a pas autant d'influence que le diamètre. Cependant, cette étude teste la longueur de l'implant avec des diamètres de 3,6mm, c'est-à-dire avec des petits diamètres, défavorables aux vues de nombreuses études.

Les résultats de l'étude de Nisand et Renouard [125] montrent que la perte osseuse autour des implants longs est plus importante qu'autour des implants courts. L'augmentation du diamètre implantaire, plus que la longueur, favoriserait la réduction des contraintes s'exerçant autour des implants.

Pierrisnard et coll. [139] ont montré que le paramètre de longueur de l'implant n'a que très peu d'influence sur l'intensité des contraintes, voire même aucune influence pour les composantes verticales des contraintes cervicales les plus intenses. Ces résultats suggèrent que la mise en place d'implants de grande longueur n'est pas justifiée.

#### 4.1.3.2 Longueur du col implantaire

D'après Joly et coll. [95], la longueur du col lisse sur des implants en une partie n'a pas d'influence sur le remodelage osseux et la perte osseuse péri-implantaire qui se produit avant la mise en charge.

### 4.1.3.3 Rapport hauteur de la couronne/longueur de l'implant (C/I)

Les résultats de l'étude de Nisand et Renouard [125] confirment de nombreuses études selon lesquelles le rapport C/I n'influence pas la perte osseuse péri-implantaire.

De même, Blanes [29] a démontré que le rapport C/I n'a pas d'influence sur la perte osseuse marginale et qu'un important rapport C/I est même plutôt favorable. Il a observé que les restaurations implantaire avec un faible rapport C/I présentaient une perte osseuse largement supérieure aux restaurations implantaire avec un important rapport C/I. Les implants avec un important rapport C/I (supérieur ou égal à 2) présentaient un taux moyen de survie de 94,1%, donc ils ne comportent pas de risque important de perte de l'implant, par comparaison aux implants avec un faible rapport C/I. Aussi, des restaurations implantaire avec un rapport C/I (de 2-3) peuvent être utilisées avec succès dans les segments postérieurs des maxillaires.

### 4.1.3.4 Choix de la longueur implantaire

Très peu d'articles font référence à la longueur des implants. La plupart des études utilisent des implants de longueur > 7mm en distal des forams mentonniers et >10 mm dans la symphyse, mais ceci nécessite un volume osseux adéquat. Certaines études préconisent l'utilisation sélective d'implants de longueur > 10 mm [65].

En réalité, la longueur de l'implant doit être corrélée au diamètre et à l'état de surface ; et il faut, pour chaque situation clinique, déterminer la longueur optimale. Contrairement à certaines études qui insistent sur l'importance de la surface d'ostéointégration, les résultats des études biomécaniques de Pierrisnard et coll. [139] montrent que la géométrie de l'implant a une influence supérieure à la surface d'ostéointégration, sur la distribution des contraintes. Ils ont démontré qu'un implant court et large possède une surface d'ostéointégration identique, mais génère des contraintes osseuses moins intenses qu'un implant long de diamètre étroit.

#### 4.1.4 CONICITE IMPLANTAIRE

Khayat et Peuch-Lestrade [98] ont obtenu d'excellentes valeurs ISQ (quotient de stabilité implantaire) donc une très grande stabilité primaire avec des implants Screw-Vent coniques de 4,7mm. Le protocole associait une technique chirurgicale en un seul temps, et des couples d'insertion élevés. Les mesures ISQ ont été réalisées juste après la pose de l'implant et au cours de la séance clinique de contrôle de l'ostéointégration (3 mois au maxillaire et 2 mois à la mandibule).

Ils expliquent ces valeurs élevées par :

- le diamètre : 4,7mm pour tous les implants (diamètre le plus couramment utilisé)
- la forme des implants : légèrement coniques avec un triple filetage et une surface rugueuse. L'étude de O'Sullivan et coll. [130] démontre l'impact de la conicité de l'implant sur la stabilité primaire : l'implant Mark IV conique et auto-taroudant présente un couple d'insertion et une valeur de RFA significativement supérieurs, qui témoignent d'une stabilité primaire élevée même dans de l'os de type IV, alors que les autres types d'implants non coniques (implant vissé standard TCP, implant Mark II auto-taroudant, implant Astra TiOblast, et implant 3i Osseotite) ont une bonne stabilité primaire dans de l'os de type II et III, mais elle est diminuée dans de l'os de type IV.
- la connexion à hexagone interne, très résistante qui permet de préparer un site implantaire légèrement sous dimensionné et d'exercer un couple de serrage important lors de l'insertion de l'implant (toutefois, il est conseillé de ne pas rechercher de couple d'insertion aussi élevé en raison d'un risque possible d'ischémie osseuse)

Cependant, l'étude ne prend pas en compte les implants molaires (hauteur insuffisante pour le vissage du transducteur), et il n'est pas facile d'établir une échelle de valeurs, car beaucoup d'études (notamment avant 2001) présentent leurs résultats en kHz au lieu des valeurs ISQ. Toutefois, cette étude donne des valeurs moyennes supérieures aux valeurs habituelles de stabilité primaire immédiate pour un pronostic favorable données par Sennerby et Meredith, à savoir, respectivement pour le maxillaire et la mandibule, 65 et 78 contre 55 et 70 ; 69 et 81 contre 60 et 70.

- Conclusion

Il n'est pas possible de conclure sur le facteur conicité, d'autres études doivent être réalisées afin de l'individualiser, notamment dans les secteurs postérieurs. En effet, les auteurs [98] obtiennent une très grande stabilité primaire avec une légère conicité, une technique chirurgicale en un temps et des couples d'insertion élevés.

## **Exemple : Les implants coniques Swiss-Plus**

### 1) Principe et description des Swiss-Plus coniques

Les implants coniques Swiss-Plus, décrits par Le Gall et coll. [108], sont une évolution et une amélioration du concept d'implants cylindriques vissés non enfouis ITI (implants vissés à spires espacées et col évasé supra osseux). Ces derniers présenteraient, d'après les auteurs, des taux de succès équivalents voire supérieurs à ceux des implants enfouis conventionnels de type Brånemark.

- Le corps, disponible en deux diamètres, a une forme légèrement conique et croissante.
- L'implant de plus petit diamètre : Le corps a un diamètre général croissant de l'apex (3mm) au col supra osseux (3,7mm), avec une conicité des spires homothétique à celle du corps. Deux diamètres sont disponibles au niveau de l'émergence gingivale.
- L'implant de plus grand diamètre : Le corps a un diamètre général croissant de l'apex (3,8mm) à la dernière spire et à l'émergence gingivale (4,8mm), avec une conicité des spires croissante et supérieure à celle du corps.
- Le col est supra osseux, en forme de lyre, usiné, de 2mm de hauteur.

Ces implants sont auto-taroudants, présentent certaines spécificités (dont un concept de double hélice et un état de surface infra osseux sablé à l'HA), et la technique chirurgicale est en principe non enfouie.

## 2) Avantages du Swiss-Plus conique

La légère conicité permet, d'après les auteurs [108] :

- Une expansion latérale et une densification de l'os périphérique lors de la pose
- Une meilleure distribution transversale des forces occlusales, plus proche de celle des racines naturelles
- La forme légèrement conique des implants vissés tels le Swiss-Plus, associée au nombre et au profil très rétentif des spires, garantit un très bon ancrage primaire avec un contact os-implant intime, réparti également sur toute la hauteur du corps grâce à l'augmentation légère et progressive du diamètre. D'après le laboratoire Zimmer Dental [195], la forme conique améliore la stabilité primaire dans de l'os de faible densité.

## 3) Indications

### a. Os dense

- Prothèse immédiate

Dans le cas d'os de densité élevée, les implants coniques non enfouis sont adaptés à une mise en charge immédiate (ou du moins plus rapide). Elle peut se faire à deux conditions :

- Une bonne qualité osseuse (au niveau mécanique)
- Le maintien d'une immobilité suffisante des implants pour permettre leur ostéointégration

Les micromouvements à l'interface os-implant doivent être limités à une valeur très faible pendant la cicatrisation initiale ( $< 50\mu\text{m}$ ), ce qui est possible dans un os dense de bonne résistance mécanique, avec une bonne adaptation du forage à l'implant.

- Extraction implantation immédiate

La forme légèrement conique du Swiss-Plus correspond tout à fait à cette indication.



Les implants à forte conicité semblent plus favorables. Ils ont une forme homothétique à celle de la racine extraite, ce qui garantit une bonne adéquation entre la forme de l'implant et celle de l'alvéole, critère de stabilité primaire.

Pourtant, les implants à conicité moins accentuée avec des spires apicales prononcées sont préférables. En effet, l'engagement des spires d'un implant à forte conicité dans le tiers cervical de l'alvéole se traduit souvent par une version de l'implant et une fracture ou résorption partielle de la corticale vestibulaire.

De plus, une épaisseur plus importante de corticale vestibulaire péri-implantaire est nécessaire afin d'éviter sa résorption. L'implant doit dépasser la longueur de la racine de 2-3mm avec un engagement osseux ferme pour obtenir une bonne stabilité primaire. Le risque de fracture est réduit dans la zone apicale car la corticale est généralement plus épaisse. D'autre part, la pose de l'implant en appuis palatins et proximaux dans le tiers cervical de l'alvéole - pour favoriser la stabilité primaire - libère une zone libre de contact en vestibulaire, favorable à la régénération de la corticale osseuse.

#### b. Os de faible densité

- Avantage: Densification axiale et latérale (expansion des crêtes minces) de l'os périphérique. Il présente un intérêt en cas d'élévation sinusienne, car la modification en cupule de la tête d'un implant lui permet de devenir un instrument d'ostéotome.

#### 4) Conclusion

La légère conicité du corps de l'implant Swiss-Plus augmenterait la surface de contact initiale avec l'os ; et associée à la forme de ces spires, elle procurerait une rétention primaire importante.

L'implant Swiss-Plus possède les qualités requises pour une mise en charge immédiate dans un os de bonne qualité. Mais, il est également particulièrement adapté pour les extractions-implantations immédiates.

### 4.1.5 PLATE-FORME PROTHETIQUE : L'implant à plate-forme festonnée

Il existe différents types d'implants avec différents états de surface et systèmes de connexion, mais avec pour caractéristique morphologique commune une plateforme plane [91]. Récemment une nouvelle plate-forme d'implant a été introduite. Elle serait en harmonie avec l'espace biologique péri-implantaire, lorsque l'os proximal est coronaire aux tables osseuses vestibulaires et linguales. Cet implant à limites festonnées conformes à la physiologie des contours gingivaux et osseux serait un bénéfice biologique en terme de préservation tissulaire (d'après Hanisch et Dinkelacker) [77]. Un implant à forme festonnée est placé de telle sorte que la courbe de la plate-forme soit supra crestale sur tout son périmètre. Ceci permet de préserver l'espace biologique et de positionner le bord vestibulaire de l'implant apicalement à la gencive libre sans conséquences sur l'os inter proximal.

#### 4.1.5.1 Implications cliniques

##### 4.1.5.1.1 Implants en deux parties

Pour les systèmes en 2 parties, la situation de la jonction pilier-implant joue un rôle déterminant sur la perte osseuse. Cette perte osseuse serait due à l'établissement d'un espace biologique, donc si la limite de la restauration empiète sur l'espace biologique, qu'elle est trop près du niveau osseux, il y a alors une réponse inflammatoire, une perte d'attache avec migration apicale voire résorption osseuse.

L'espace biologique contourne le feston de l'os alvéolaire ; or un implant avec une plateforme plane est aligné avec la limite de l'os vestibulaire pour masquer la limite métallique du col de l'implant, donc il ne respecte pas l'espace biologique au niveau des faces proximales. L'implant festonné a des limites conformes au profil des tissus durs et mous et le microgap est coronaire à l'os alvéolaire sur toute la périphérie. Cet implant a été conçu pour le secteur antérieur, et le feston est de 2mm car la différence entre les faces vestibulaire et proximale est la plus prononcée au niveau des incisives maxillaires (2,8mm pour les centrales et 2,2mm pour les latérales) diminue vers les 2<sup>èmes</sup> molaires maxillaires (0,2mm).

#### 4.1.5.1.2 Implants en une partie

Pour les implants en une partie, la position dans le sens vertical de la limite séparant la surface rugueuse (zone d'attache des tissus durs) de la surface lisse (zone d'attache des tissus mous) joue un rôle déterminant sur le maintien de l'os. La résorption osseuse est moins importante lorsque la limite rugueux-lisse est située au niveau de la crête alvéolaire (par rapport à une limite 1mm sous la crête).

L'implant festonné (Fig. 24) a été conçu avec une surface lisse de 1,3mm qui, tiendrait compte de l'espace biologique, entraînant une situation supracrestale du microgap implant-pilier et permettant la formation d'une attache biologique (d'après Hanisch et Dinelacker) [77].



**Figure 24 L'implant festonné**

« Extrait de *Stratégie prothétique* 2003;3(3):Figure 4 p212 » [77]

La limite rugueux-lisse et la plateforme sont en conformité avec le profil festonné des tissus :

- La zone d'attache des tissus durs est recouverte de plasma de titane (corps implantaire) et sablée (faces proximales).
- La zone d'attache des tissus mous est usinée.

#### 4.1.5.2 Avantages [91]

- Compatibilité anatomique avec l'espace biologique péri-implantaire en cas de crête osseuse festonnée
- Meilleurs blocage et rétention des composants implantaires

- Meilleur résultat esthétique de la reconstruction prothétique
- Meilleur support papillaire (stabilité osseuse à long terme)
- Profil d'émergence semblable aux restaurations sur dents naturelles

#### 4.1.5.3 Indications (d'après Hanisch et Dinkelacker) [77]

- L'implant festonné est indiqué pour les zones édentées avec une crête à architecture festonnée, dans le secteur incisif (car la différence de hauteur entre la limite vestibulaire/linguale et interproximale diminue des secteurs antérieurs à postérieurs).
- L'indication majeure des implants festonnés, dans le cas d'édentements unitaires, est représentée par les zones où l'os inter proximal est fin, soit au niveau de l'incisive latérale.
- Mais l'avantage est d'autant plus important lorsqu'il manque plusieurs dents adjacentes.

#### 4.1.5.4 Conclusion

L'implant festonné a été créé dans le but de respecter l'espace biologique grâce à des formes de limites identiques à celles d'une dent naturelle. Ce design biologique assure le maintien osseux sur toute la périphérie surtout en proximal et assure le soutien des tissus mous, notamment la création d'une papille inter proximale. Il apporte un gain en terme d'adaptation anatomique, physiologique et de résultat esthétique, particulièrement en cas d'extraction-implantation immédiate.

Cependant, l'adaptation précise de la plateforme semble techniquement difficile à réaliser [91].

L'avenir de l'implant festonné est donc incertain.

#### 4.1.6 RECAPITULATIF :

##### Les différents paramètres implantaires et leurs effets respectifs

D'après les études de Petrie et Williams [135] :

- L'augmentation du diamètre de l'implant diminue de 3,5 fois la résorption osseuse
- L'augmentation de la longueur de l'implant la diminue de 1,65 fois
- L'augmentation de la conicité de l'implant (surtout pour les implants étroits et courts) l'augmente de 1,65 fois.

Donc le diamètre, la longueur et la conicité doivent être considérés ensemble du fait de leurs effets interactifs sur la résorption osseuse.

Selon les auteurs, le meilleur choix pour minimiser la résorption osseuse péri-implantaire semble un implant large, relativement long, et non ou légèrement conique. Les implants étroits et courts avec une conicité dans la partie coronaire doivent être évités, surtout dans de l'os de faible densité. Les études biomécaniques récentes sont en faveur d'implants courts et larges *versus* des implants longs d'au moins 10mm.

Tableau récapitulatif des différents paramètres implantaire et leurs effets respectifs

Paramètres implantaire		Stabilité primaire	Résistance mécanique	Etapas prothétiques
Morphologie implantaire	Standard	=	=	=
	A col évasé	+	+	=
	Conique	+	+	=
	Transgingival	=	+	Simplifiées
Diamètre implantaire	Petit	-	--	=
	Standard	=	=	=
	Large	+	++	=
Longueur implantaire	Supérieure	+	=	=
	Inférieure	-	=	=
Connexion implant-pilier	Hexagone externe	=	=	=
	Hexagone interne	=	-	Simplifiées
	Cône morse	=	+	Simplifiées

## **4.2 SUPRASTRUCTURE PROTHETIQUE**

### **4.2.1 FORME DU PILIER IMPLANTAIRE**

Le pilier ou faux moignon implantaire est l'élément prothétique intermédiaire raccordant l'implant à la supra structure prothétique. Le choix dépend dans cet ordre [20] : du positionnement de l'implant et de son inclinaison par rapport aux dents ou implants adjacents, de l'espace inter arcade, de la profondeur sulculaire, du biotype parodontal.

#### **4.2.1.1 Les différentes techniques de réalisation**

##### **4.2.1.1.1 Les piliers pré-usinés**

Ce sont les plus répandus. Ils peuvent être en titane, en céramique... Ils sont travaillés en usine ; ils ont une forme standard disponible en différentes angulations, selon différents paramètres (hauteur totale du pilier, hauteur et éventuellement évasement de la bague transgingivale) ; puis ils sont retouchés au laboratoire ou en bouche; et enfin la partie coronaire est sablée et la partie gingivale soigneusement polie [60].

- Avantage : L'adaptation du pilier avec la surface implantaire usinée est fiable, car seul l'extrados du pilier est retouché.

##### **4.2.1.1.2 Les piliers coulés et surcoulés**

Ce sont des piliers fabriqués soit totalement, soit en partie au laboratoire de prothèse, c'est-à-dire que la forme du pilier est réalisée par une technique de cire ajoutée à partir d'une pièce totalement ou en partie calcinable, puis l'ensemble est coulé ou surcoulé. Ils étaient au départ considérés comme la meilleure solution car ils permettaient de modifier la morphologie par adjonction de cire avant la coulée [160].

#### a) Le pilier coulé

Il est entièrement coulé au laboratoire. Une pièce entièrement calcinable est modelée avec de la cire ; le tout est recouvert d'un revêtement puis coulé dans le métal souhaité.

- Avantage : Le coût est diminué.
- Inconvénient : La qualité de l'adaptation du pilier sur l'implant et la précision de la jonction implant-pilier sont médiocres (même avec une coulée de grande qualité). En effet, la coulée d'une base calcinable donne un état de surface granuleux au pilier et compromet l'encastrement du pilier dans l'implant. Il n'est donc utilisé que comme élément provisoire.

#### b) Le pilier surcoulé

C'est un pilier sculpté par addition de cire puis surcoulé (à partir de préformes calcinables à base métallique en or).

- Avantage : Il permet de rattraper des situations difficiles grâce à des angulations importantes.
- Inconvénients : Le matériau est coûteux, les cellules épithéliales ont une mauvaise adhésion aux métaux précieux, et la mise en œuvre au laboratoire est délicate.

#### 4.2.1.1.3 Les piliers usinés par des machines-outils (CFAO)

Ce sont des piliers fabriqués en CAD/CAM (Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing), c'est-à-dire une fabrication usinée et assistée par ordinateur. Le pilier est fabriqué sur mesure par une machine-outil, à partir de blocs en zircone, alumine ou titane, avec des côtes choisies en



fonction de la situation clinique. D'après Abulius et Jackubowicz-Kohen [6], les avantages et inconvénients sont les suivants :

- Avantage : Cette technique est relativement fiable et moderne car la contrainte, qui permet un axe de préparation unique, est informatique et non plus mécanique.
- Inconvénient : Elle est assez complexe et onéreuse, pour un résultat le plus souvent comparable.

#### 4.2.1.1.4 Le fraisage de laboratoire

Il ne concerne que l'extrados du pilier. Abulius et Jackubowicz-Kohen [6] ont décrit les indications, les avantages, et les buts du fraisage de laboratoire.

- Indication : Il est indiqué essentiellement pour les prothèses fixées scellées sur des faux moignons anatomiques implantaires (FMAI), mais peut également être utilisé en prothèse amovible pour des structures métalliques telles que les barres.
- Avantages
  - Il augmente la précision de l'adaptation entre le pilier et la supra structure prothétique.
  - Il permet de contourner de nombreuses difficultés en améliorant les rapports entre les différents étages prothétiques.
- Buts
  - Pour les restaurations unitaires : Il a pour but essentiel le calibrage du pilier afin de lui donner une forme rétentive et de gérer le parallélisme des parois du faux moignon implantaire.

- Pour les restaurations scellées plurales : Il sert non seulement à calibrer le degré de convergence des parois de chaque faux moignon anatomique implantaire, mais aussi à paralléliser de manière précise les piliers entre eux.

#### 4.2.1.2 Classification selon la forme du profil d'émergence

Il existe deux grands types de piliers :

- Le pilier standard préfabriqué
- Le pilier anatomique, personnalisé et adaptable, conçu à partir d'une embase préfabriquée

Tableau comparatif (d'après la classification de Chiche [20])

Profil d'émergence	Standard		Anatomique individualisé		
	Pilier usiné Ti non modifiable	Pilier usiné Ti préformé modifiable	Faux moignon céramique préformé modifiable	Faux moignon alliage précieux	Faux moignon usiné Ti ou Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> CFAO
Exemples	Cera One(NB) STA (3i)	Ti Adapt (NB) Prep Tite (3i): GingiHue (Ti)	Cer Adapt (NB)	UCLA or PDQ	Procera (NB)
Types de restauration : Prothèse unitaire (PU) / plurale (PP) Prothèse vissée (PV) / scellée (PS)	PU PS	PP/PU PS	PU PV/PS	PP/PU PV/PS	PP/PU PS

Modifiable	Non	Oui par soustraction (fraisage)	Oui par addition et soustraction (fraisage)	Oui par surcoulée	Oui par CFAO (à partir de sculpture en cire scannérisée et usinée)
Angulation maximale acceptée	10°	10°	30°	30°	30°
Espace minimal interarcade(mm) hors restauration	≥ 7	≥ 7	≥ 8,5	≥ 7 (PS) ≥ 4,5 (PV)	≥ 7
Biotype parodontal	Plat et épais	Plat et épais	Fin et festonné	Fin et festonné	Plat et épais(Ti) Fin et festonné (Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> )
Profondeur de sulcus (berceau prothétique)	E = 2 à 5	E = 1 à 5+	E = 2 à 5+	E = 1 à 5+	E = 1 à 5+
Limite cervicale intra sulculaire harmonisée avec les contours gingivaux	Non	Oui	Oui	Oui	Oui
Niveau esthétique	++	++	+++	+++	++ (Ti) +++ (Al203)
Hauteur minimale du collier (mm)	1	2	2	≤1	≤1
Disponibilité des colliers (d'après le fabricant)	1 à 5,5	2 à 4			

#### 4.2.1.2.1 Pilier standard

Buatois [36] rappelle qu'un pilier droit ou angulé nécessite un sulcus minimal mais son anatomie circulaire n'est pas adaptée aux faces palatines et linguales. Les piliers angulés contribuent à rétablir une harmonie entre l'axe implantaire et l'axe prothétique idéal. Cependant, le modelage chirurgical est toujours préférable à la modification mécanique des piliers supra implantaires [20].

##### 1) Pilier usiné Ti non modifiable [20]

- Avantage : biocompatibilité.
- Inconvénients : métal visible sous une gencive fine, hauteur du collier constante.

##### 2) Pilier usiné Ti préformé modifiable [20]

- Avantages : limite cervicale individualisée, 3 profils d'émergence standardisés disponibles, disponible en pilier angulé, biocompatibilité.
- Inconvénients : métal visible sous une gencive fine.

#### 4.2.1.2.2 Pilier anatomique

Afin de respecter le profil d'émergence des restaurations, la topographie de la muqueuse péri-implantaire et sa stabilité, de nombreux praticiens ont recours à des piliers dits « anatomiques », plus adaptés aux restaurations esthétiques que les piliers préfabriqués classiques. Le 1<sup>er</sup> pilier anatomique a été le pilier UCLA, introduit par Lewis et coll., et conçu pour les traitements unitaires sur les implants du système Brånemark [1].

## 1) Faux moignon céramique préformé modifiable [20]

- Avantages: cuisson secondaire possible sur col usiné, excellente transition, absence de métal, limite cervicale individualisée, biocompatibilité
- Inconvénients: relative fragilité liée au matériau

## 2) Faux moignon alliage précieux [20]

- Avantages: surcoulable sur col usiné, excellente transition, vaste liberté d'angulation, limite cervicale individualisée, comparable à un faux moignon dento-porté homothétique.
- Inconvénients: déconseillé en entièrement calcinable, contrôle du travail de laboratoire difficile

### a. Le pilier UCLA

Il se compose d'une seule pièce, assurant la restauration du pilier et de la couronne, transvissée directement dans l'implant. Il est disponible en 2 versions : non antirotationnel (il n'engage pas l'hexagone) pour les restaurations plurales ou antirotationnel (il engage l'hexagone, donc est pourvu d'une zone de « clic ») pour les restaurations unitaires [63,143].

Le pilier UCLA préfabriqué est modifié avec de la cire par le technicien de laboratoire pour ressembler à une préparation traditionnelle pour couronne sur dent naturelle, puis une couronne artificielle est réalisée et scellée sur ce pilier « customisé » [143].

- Avantages
  - Il facilite la fabrication de restaurations prothétiques implanto-portées d'apparence naturelle [102,143].

- Le pilier UCLA pour connexion interne multiplie les possibilités esthétiques car contrairement à la connexion externe, les corrections, particulièrement par adjonction de cire, peuvent être effectuées au niveau du col et non 1mm au-dessus [63].

- Indications

Ils ont de multiples applications cliniques : piliers unitaires ou solidarisés, supports de prothèses vissées, supports de prothèses partielles, piliers customisés pour prothèses scellées, barres d'ancrages pour overdentures [143].

b. Le pilier PDQ (Impac, Vivadent, Brea, Calif.)

Ce nouveau pilier [143] se substitue au conventionnel pilier UCLA, et comporte également la restauration prothétique en une seule partie (pilier et couronne).

Les piliers subissent un traitement propre avec des particules d'oxyde d'aluminium. Puis, ils sont préparés pour l'application de la céramique (nettoyage à la vapeur, cuisson dans un four à porcelaine à l'air à 980°C pendant 5 minutes pour oxyder le métal). Enfin, une céramique compatible est appliquée suivant les instructions du fabricant.

- Composition

Le pilier est préfabriqué à partir d'un alliage noble de métal et de céramique, compatible avec une application directe de céramique, à savoir 78% d'or, 10% de platine, 8% de palladium, les 4% restants comportant des traces d'éléments tels que l'indium et l'irridium. Le coefficient d'expansion thermique linéaire de l'alliage permet d'utiliser n'importe quelle céramique ayant un coefficient thermique compatible.

- Avantages

- Compatibilité avec plusieurs systèmes implantaires, à hexagone interne ou externe
- Dispositif anti-rotationnel, état de surface usiné et forme de contours bulbeuse (Cette forme facilite la retouche du pilier pour l'application de céramique, sachant que le fabricant recommande une épaisseur de 2mm maximum).
- Méthode moins compliquée que le système UCLA, gain en terme de temps, de fabrication et de coût. Le temps de laboratoire est réduit de 30min (un moule en plastique transparent représente les contours souhaités de la couronne et évite l'étape de wax-up au laboratoire) ; et le coût étant réduit, l'accès aux implants en pratique odontologique quotidienne serait facilité.

- Inconvénients

- La restauration prothétique finale étant vissée, elle en possède les avantages et inconvénients.
- La localisation de l'accès aux vis rend cette méthode inapte à la restauration prothétique d'implants non alignés, à cause des conséquences esthétiques et fonctionnelles (équilibre occlusale), ou au remplacement de dents de petite taille, telles que les incisives latérales maxillaires et les incisives mandibulaires.

- Indications

Le pilier PDQ peut être utilisé dans la plupart des situations où le pilier UCLA est indiqué.

### 3) Faux moignon usiné Ti ou Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> par CFAO [20]

- Avantages : excellente transition, limite cervicale individualisée, parfaite homothétie, interface usinée, polyvalence, biocompatibilité, facilité d'emploi.
- Inconvénients : métal visible sous une gencive fine si Ti mais pas si Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, dépendance d'un réseau technologique

#### \* Exemple : Le pilier Procera

Le mode d'élaboration reste confidentiel. De la poudre d'alumine est projetée sur une préforme légèrement surdimensionnée, qui subit ensuite un préfrittage rapide (pour condenser et solidifier sa structure) ; enfin cette matrice en alumine est usinée et cuite dans un four industriel (1600°C pendant 3 heures). Il existe 2 techniques de laboratoire [160]:

- La technique indirecte manuelle par cire ajoutée ou wax-up : elle offre une plus grande souplesse d'exécution et le résultat est visualisé plus facilement.
- La technique directe virtuelle 3D : elle réduit le temps de travail global car elle supprime les étapes de modelage, de scannage, et de polissage (car elle produit un état de surface et une finition supérieurs).

- Avantages

- Le pilier Procera vissé, customisé par CAD/CAM est universel de par son interchangeabilité, et peut être utilisé avec de multiples systèmes implantaires [105].

D'une part, l'hexagone interne du pilier Procera s'adapte sur tous les hexagones externes des systèmes implantaires évalués par Lang et coll. D'autre part, la vis du pilier Procera s'adapte dans le pas de vis interne de tous les implants testés. En réalité, d'après les radiographies, l'adaptation n'est pas parfaite pour toutes les vis usinées. Les plus grandes variations de dimension des vis de pilier se retrouvent au niveau du diamètre de la tête de vis, et sont comprises entre 2,12 et 2,69mm.



- Une conception simplifiée quelque soit la technique

Les piliers anatomiques coulés nécessitent des étapes de métallurgie, tandis que la conception du pilier Procera ne nécessite que l'étape de modelage du pilier par soustraction et addition ; la maquette est ensuite scannée et les données enregistrées transmises à l'unité de fabrication.

#### 4.2.1.2.3 Cas particuliers

##### 4.2.1.2.3.1 Pilier en une partie ou pilier monobloc ou pilier plein

Exemples : Attachement boule, pilier droit Ankylos

- Avantages
  - Ils garantissent des résultats à long terme, au même titre que les piliers Syn Octa pour restaurations scellées. Les deux types de piliers et les implants sont immobiles cliniquement et ne présentent pas de signes de fracture mécanique, avec une valeur du PTV final similaire [46].
  - Ils possèdent une résistance à l'arrachement (RTV) significativement supérieure aux piliers Syn Octa quand ils sont connectés à des implants ITI Syn Octa [46].
  - Les implants à connexion conique interne présentent, *in vitro*, la même résistance au moment de flexion à l'interface pilier-implant, que le pilier soit en une ou deux pièces [127].

#### 4.2.1.2.3.2 Piliers pour attachements [61]

- Piliers pour prothèses complètes amovibles stabilisées par des attachements (tels que les piliers Locator®, par exemple, qui sont compatibles avec les implants Certain et possèdent les mêmes caractéristiques que le pilier pour hexagone externe) ou par des barres
- Piliers pour prothèses complètes fixes (piliers standard et conique)

#### 4.2.1.3 Cahier des charges d'un pilier implantaire

A partir des différents piliers existants, il est possible de dégager les caractéristiques du pilier implantaire-type.

##### 1) Rôle biologique : la biocompatibilité

Le pilier doit être biocompatible avec les différents types de tissus avec lesquels il est en contact, pour favoriser leur adaptation harmonieuse [6]. Les piliers implantaires coulés et surcoulés sont généralement en or. Cependant, le titane et l'alumine semblent faire preuve d'une meilleure biocompatibilité, et favorisent la réponse et la stabilité des tissus péri-implantaires [160].

##### 2) Rôle mécanique : la stabilité et le blocage anti-rotationnel

Le pilier doit assurer une liaison rigide et solide entre l'implant et la couronne, ce qui concerne à la fois la jonction implant-pilier et la jonction pilier-couronne [6].

Un serrage optimal de la vis de pilier est indispensable à la stabilité du pilier sur le long terme [1]. Une vis de pilier en or offre une meilleure stabilité qu'une vis en titane, car elle autorise l'application d'un couple de serrage supérieur. Le pilier Cera One (système Procera), par exemple, est pourvu d'une vis de fixation en alliage d'or [160].

Le système de Bränemark recommande un dispositif de contre couple pour garantir un serrage optimal [160]. De plus, il faudra s'assurer de l'efficacité du blocage anti-rotationnel dans le temps, ce que garantit une interface usinée face à une interface coulée [160].

Le pilier Procera, par exemple, est usiné et comporte une vis en or. De plus, les striations liées à la machine-outil peuvent être effacées par polissage mécanique sous irrigation au laboratoire, et un tunnel interne hexagonal est automatiquement réalisé (entièrement ou partiellement selon l'axe d'émergence de la vis) pour permettre d'utiliser un dispositif de contre couple [160].

### 3) La morphologie

La dépouille du pilier doit être rétentive sans avoir besoin de sablage de surface avant le scellement de la couronne (d'après Abulius et Jackubowicz-Kohen) [6]. Les piliers coulés sont ceux qui offrent le plus de possibilités morphologiques mais leur réalisation est complexe. La méthode par soustraction de piliers en titane, à partir de préformes usinées (type Ti Adapt) est pratique mais comporte des limitations morphologiques. La méthode par soustraction de piliers en alumine (type Cer Adapt) réduit les possibilités morphologiques et les propriétés mécaniques. Le système Procera offre de larges possibilités morphologiques grâce à une approche de laboratoire spécifique [160].

### 4) La précision d'adaptation des piliers implantaires

- Une interface implant-pilier usinée

La surface prothétique implantaire étant usinée, l'état de surface idéal du pilier est une surface usinée, de manière à avoir deux pièces usinées en contact et s'emboîtant via une vis [1,6,156]. Le système Bränemark n'envisage que des interfaces implant-pilier usinées [1]. La jonction implant-pilier doit toujours être usinée, pour des raisons de précision et de fiabilité, afin de réduire au maximum les micro-mouvements ou frictions parasites susceptibles d'user prématurément les pièces en contact et d'augmenter le jeu entre les composants [6,160].

En revanche, la jonction pilier-couronne doit autoriser un léger jeu entre les deux pièces. L'intrados de la couronne est moins précis qu'une surface usinée car il est obtenu par coulée ; ainsi un léger espacement entre les deux pièces permet une mise en place correcte et une solidarisation par scellement.

- La précision d'adaptation des piliers sur les implants est meilleure lorsque les piliers sont géométriques et strictement parallèles [156].

#### 5) La passivité de l'adaptation

La passivité de l'adaptation, notamment pour la prothèse scellée plurale, garantit une parfaite mise en place et nécessite certaines précautions. Le pilier Procera présente une tolérance interhexagonale de 4° en rotation et de 0,75mm en latéralité, ce qui permet de pallier à d'éventuelles variations entre l'empreinte et le modèle de travail. Une empreinte du pilier comme en prothèse conjointe traditionnelle permet de retrouver la passivité de la supra structure, car des microrotations peuvent se produire lors du serrage final avec un couple élevé. Une clé de positionnement en résine permet de réduire les risques d'imprécision (dans le cas où on veut réaliser les piliers et la supra structure sur le même modèle de travail), en garantissant un repositionnement exact des piliers en titane [160].

#### 6) Un profil d'émergence harmonieux, identique à celui d'une dent naturelle

L'esthétique de la muqueuse péri-implantaire dépend du modelage et du soutien, par le pilier, du feston gingival et aussi de la présence de papilles. Un pilier anatomique permet d'obtenir un profil d'émergence plus harmonieux qu'avec un pilier préfabriqué (d'après Abou Khalil et Pinsard) [1].

### 7) La ligne de finition prothétique sur le pilier

Une limite sous-gingivale est plus esthétique, mais une limite juxta ou supra gingivale facilite l'élimination des excès de ciment. Abou Khalil et Pinsard [1] considèrent que la limite doit donc être juxta gingivale ou à défaut très légèrement enfouie, afin d'éviter la fusée sous-gingivale du ciment de scellement et de permettre l'accès au joint prothétique pour la maintenance. Bennani et Baudoin [20] préconisent une limite cervicale intra sulculaire, mais à condition qu'elle soit précise et adaptée à l'environnement implantaire.

## 4.2.2 FORME DE LA RESTAURATION PROTHETIQUE IMPLANTAIRE

On distingue 3 grandes catégories de restaurations prothétiques implantaire :

- les restaurations fixées scellées
- les restaurations fixées transvissées
- les restaurations amovibles.

Les phases prothétiques principales sont relativement similaires, mais certaines règles doivent être respectées [60] :

- La transmission des informations avec le laboratoire doit être rigoureuse (comme en prothèse classique).
- Chaque pièce prothétique doit s'adapter parfaitement sans exercer de contrainte sur les implants (insertion passive).
- L'adaptation des différents composants doit être vérifiée impérativement avant le scellement ou vissage définitif. Les radiographies de contrôle sont obligatoires dans la majorité des cas, mais parfois l'expérience du praticien permet de diminuer le nombre de clichés radiographiques. En présence d'un hiatus, il faudra rechercher un élément étranger entre l'implant et le pilier, un rebord osseux persistant gênant le positionnement du pilier, un repli gingival, ou plus rarement un défaut du pilier ou du col implantaire.
- Les vis définitives, en or ou en titane, ne doivent être utilisées que pour le vissage définitif ; des vis en acier sont généralement utilisées pour les essayages.

## 4.2.2.1 Prothèse fixée

### 4.2.2.1.1 Prothèse fixée vissée ou transvissée

- Avantages [60,143]
  - Démontage aisé de la prothèse, facilité de réparation
  - Meilleure prédictibilité en cas d'espace interarcade limité ou de forme rétentive non conventionnelle des piliers customisés
  - Précision de la connexion par l'intermédiaire de piliers usinés
  - Absence de ciment de scellement
  
- Inconvénients
  - Esthétiques : altération de l'anatomie occlusale par la vis
  - Fonctionnels et mécaniques : altération de la morphologie occlusale, difficulté pour l'équilibration occlusale, moindre résistance au dévissage et à la fracture de la vis, risque de fracture de la céramique au niveau de l'émergence de la vis
  - Techniques : difficultés de gestion de l'émergence de la vis en cas d'implants très angulés, difficulté du contrôle de passivité, complexité de la réalisation d'une couronne provisoire

Les prothèses fixes transvissées sont de 2 types [60] :

#### 1) Directement transvissée sur l'implant

Le nombre d'étages prothétiques nécessaires est diminué. La prothèse est vissée à 35 N.cm. C'est une solution pratique en cas de faible hauteur prothétique [60].

## 2) Vissée sur des piliers intermédiaires

Le pilier est vissé sur l'implant à 20 N.cm et la prothèse est vissée sur le pilier à 10 N.cm à l'aide d'une clé spécifique s'emboîtant sur l'hexagone externe du pilier (exemple : prothèses sur pilotis). Les piliers intermédiaires existent sous 2 formes : standard (cylindrique) et conique [60]. La prise d'empreinte est facilitée lorsque les implants sont très enfouis, car le transfert d'empreinte est vissé directement sur le pilier intermédiaire et non sur l'implant.

### 4.2.2.1.2 Prothèse fixée scellée [60]

- Avantages

- Esthétiques : morphologie occlusale prothétique naturelle, résultat esthétique particulièrement amélioré en cas d'axes implantaires différents.
- Fonctionnels et mécaniques : passivité de l'adaptation facilitée par le ciment de scellement (les prothèses scellées sont préférables en cas de restaurations solidarisées ou supports de prothèses partielles grâce à leur adaptation plus passive), résistance au dévissage et à la fracture de vis élevée, équilibration occlusale facilitée.
- Techniques : technique de laboratoire plus proche de celle de la prothèse conventionnelle, réalisation de la prothèse provisoire facilitée.
- Financiers : coût des composants inférieur à celui d'une prothèse vissée

- Inconvénients

- Difficulté de démontage (sans altérer la prothèse)
- Risque de débordement du ciment de scellement en sous-gingival



#### 4.2.2.1.2.1 Différents types de prothèses fixées scellées

Les prothèses fixées peuvent être scellées soit sur un pilier, soit sur une poutre isostatique (IDI).

#### 4.2.2.1.2.2 Cas particulier : les prothèses dento-implanto-portées

Les prothèses dento-implanto-portées sont à l'origine de controverses.

Elles étaient au départ déconseillées, en partant du fait qu'il faut séparer le support implantaire du support dentaire, car d'un point de vue théorique, la dent et l'implant ont un comportement différent face aux charges occlusales. En effet, les dents avec un ligament alvéolo-dentaire sain présentent une marge de mobilité de 50 à 200 $\mu$ m, tandis que les implants ostéointégrés, qui ne possèdent pas de ligament, présentent une mobilité < 10 $\mu$ m. Cette différence de mobilité fait que l'essentiel des charges est supporté par l'implant, ce qui pose divers problèmes, tels que l'ingression, la fracture des dents piliers et des éléments mécaniques, ainsi que la perte de l'ostéointégration.

Bien que défavorables selon les analyses mécaniques réalisées *in vitro*, les prothèses dento-implanto-portées n'engendrent pas plus de complications que les prothèses fixes implanto-portées, et elles apporteraient même certains avantages comme le maintien d'un certain niveau de support occlusal, la protection de toute surcharge sur les dents, la possibilité d'utiliser les éléments proprioceptifs du ligament parodontal, la réduction du nombre d'implants nécessaires à la restauration, la participation à la contention des dents. Certaines dents doivent être toutefois être évitées en tant que support : mauvais rapport corono-radicaire, inlay-cores volumineux, mobilité anormale.

Ballester Ferrandis et coll. [14] recommandent les prothèses dento-implanto-portées en tant que traitement alternatif, prévisible (en terme de durée de vie de l'implant à court terme) et fiable, à condition d'utiliser des connexions rigides pour prévenir l'ingression dentaire et de ne pas utiliser d'implants courts.

#### 4.2.2.1.2.3 Nature du ciment de scellement

Les prothèses scellées doivent pouvoir être posées et déposées de façon reproductible. Le descellement a lieu rapidement après le scellement s'il n'est pas efficace, mais il a rarement lieu si le ciment choisi est adéquat. Les forces d'adhésion étant variables selon la nature du ciment de scellement, celui-ci doit être adapté à la situation clinique, afin de ne pas être délétère [141].

- Breeding et coll. [34] trouvent des valeurs d'adhésion similaires entre des piliers implantaires en titane et les dents naturelles, ce qui implique que les recommandations en prothèse conventionnelle peuvent être suivies en prothèse implantaire. D'autre part, ils démontrent que les suprastructures scellées provisoirement avec du Temp Bond (eugénolé), de l'IRM, ou du Life (hydroxyde de calcium à prise rapide) peuvent être déposés des piliers implantaires sans altérer l'implant ou le pilier, ni l'ostéointégration de l'implant.
- Pour un scellement provisoire (réversible) : Il est conseillé d'utiliser un ciment provisoire à base d'oxyde de zinc (Temp Bond seul pour les prothèses unitaires, ou mélangé à de la vaseline pour les bridges) [141] ou à base de polyuréthane (Improv, Nobel Biocare) [160]. Le ciment polycarboxylate, qui est un ciment semi-définitif, peut être utilisé comme ciment provisoire de longue durée car il casse facilement lors de l'utilisation d'arrache couronne [23].
- Pour un scellement définitif : On peut utiliser un ciment de type oxyphosphate de zinc [160]. En cas de faible rétention du pilier, un collage par une résine 4-méta (Super Bond, Morita) ou un polyméthacrylate de méthyle (Panavia, Kuraray) sera envisagé [160], mais avec prudence car les ciments composites peuvent avoir des forces d'adhésion similaires aux forces nécessaires pour fracturer la vis de pilier, et les prothèses seraient alors irrécupérables [34]. Un CVIMAR (Fuji Plus, GC) peut constituer, d'après Samama et Ollier [160], un excellent compromis.

- Cependant, des études plus récentes tendent à prouver que les ciments de scellement n'ont pas la même force d'adhésion sur piliers implantaires et sur dents naturelles.

Les résultats de l'étude *in vitro* de Mansour et coll. [114] ne suggèrent pas si un ciment est mieux qu'un autre, et fournit le classement suivant, par ordre de rétention croissante : Temp Bond < IRM < HY-Bond < Protec Cem < Panavia < Durelon. Ce classement est, pour différentes raisons, différent de celui obtenu pour les dents naturelles. Le matériau et les caractéristiques de surface du pilier implantaire sont probablement impliqués. Les auteurs concluent d'ailleurs qu'il serait une erreur d'utiliser les valeurs de rétention des ciments obtenus sur dents naturelles pour sceller des restaurations implanto-portées.

Maeyama [112] le confirme et soumet l'implication probable de l'état de surface et de la hauteur du pilier. Il trouve le classement suivant : oxyde de zinc < verre ionomère < phosphate de zinc < verre ionomère renforcé avec de la résine < résine composite.

#### 4.2.2.1.3 Visser ou sceller l'ancrage prothétique sur implants ?

Les prothèses vissées ont longtemps été considérées comme la technique de choix en implantologie du fait de la possibilité de réintervenir en cas d'échec. Actuellement les échecs sont rares et les prothèses scellées sont souvent préférées de par leurs multiples avantages : coût de fabrication inférieur, facilité et rapidité de fabrication, meilleur ajustage passif, stabilité de l'occlusion, esthétique supérieure.

##### 4.2.2.1.3.1 Les caractéristiques de l'ancrage prothétique (d'après Poitras et Benko) [141]

###### 1) Adaptation passive

L'adaptation passive des prothèses implantaires étant impossible, les implants sont soumis à des forces latérales nocives, particulièrement avec des prothèses vissées. L'espacement par le ciment de scellement a un effet compensatoire de l'imprécision des armatures coulées, c'est pourquoi les prothèses scellées exercent 2 à 3 fois moins de stress que les prothèses vissées et répartissent plus

équitablement les contraintes entre les implants. Cependant, la densité osseuse semble aussi jouer un rôle. L'expérience clinique montre qu'un os de densité supérieure tolère bien ces stress et que peu de complications peuvent entraîner une perte osseuse péri-implantaire; tandis que la prudence est de rigueur avec des densités osseuses inférieures, car aucune étude n'y fait référence.

## 2) Prévention de la fracture de la céramique

La méthode par vissage comporte plus de risques de fracture de céramique. En effet, la distorsion provoquée par les différentes étapes de fabrication induit des microcontraintes qui sont transmises à l'armature lors du serrage final, pouvant entraîner la fracture de la céramique. Le risque de fracture de céramique est significativement diminué avec la méthode par scellement.

## 3) Accès et coût

- Le manque d'accès au joint implanto-prothétique a des répercussions sur sa qualité.

La méthode par vissage s'avère complexe dans les régions postérieures surtout en cas d'ouverture buccale limitée. L'accès à la vis de prothèse et donc son insertion sont plus difficiles, et si elle n'est pas insérée correctement, des déformations du pas de vis de l'implant peuvent se produire. La méthode par scellement diminue presque totalement ce risque.

- Le coût est supérieur pour les prothèses vissées, parfois 2 fois supérieur aux prothèses scellées.

## 4) Occlusion et esthétique

- En ce qui concerne l'occlusion, des forces de mastication exercées en-dehors du périmètre implantaire ont une incidence sur l'os péri-implantaire.

Avec une technique vissée, la majorité des contacts occlusaux sur les dents postérieures se font en-dehors du périmètre implantaire et imposent des forces de cisaillement non axiales.

Les composites placés dans les puits d'accès aux vis de prothèse (jusqu'à 50% de la surface occlusale totale) s'usent rapidement, d'où des interférences dans les mouvements de latéralités. En revanche, la technique scellée permet une meilleure répartition des forces de mastication et une réduction des contraintes non axiales. Elle permet de placer les implants en position plus vestibulée pour faire passer l'axe implantaire par le bord incisif des dents ; la surface occlusale peut être réduite, ce qui diminue les contraintes non axiales ; et le calage occlusal s'effectue sur de la céramique et non sur du composite.

- En ce qui concerne l'esthétique, les prothèses scellées sont plus esthétiques que prothèses vissées, qui comportent une cavité d'accès aux vis au centre de la surface occlusale de la prothèse, comblée par du composite.

#### 5) Temporisation

La temporisation permet de gérer l'élocution, l'esthétique, et la stabilité occlusale.

D'après Poitras et Benko [141], la technique scellée est préférable. D'abord, elle est plus adaptée à une mise en charge progressive des implants. En effet, on peut réaliser une prothèse temporaire sans aucun contact occlusal pendant quelques mois, puis la modifier par adjonction de résine, afin de contrôler l'équilibration occlusale, et enfin passer à la prothèse définitive.

Par ailleurs, l'efficacité du ciment de scellement n'est aucunement influencée par la pose et la dépose de la prothèse temporaire ; tandis que le vissage et le dévissage répétitif des vis d'une prothèse vissée affectent le pas de vis. Enfin, particulièrement pour les bridges temporaires, une technique vissée est non seulement longue, mais aussi sans aucune garantie d'ajustage passif, d'où une augmentation brutale et agressive des forces exercées sur l'os péri-implantaire.

Pourtant, Diss et coll. [66] trouvent des résultats comparables en cas de mise en charge immédiate avec des restaurations provisoires vissées ou scellées. Ils précisent quand même que les prothèses provisoires scellées ne doivent pas être déposées lors de la cicatrisation, sous risque de générer des macromouvements nocifs pour l'ostéointégration.

#### 6) Intégrité du joint prothèse-implant

La dissolution du ciment de scellement au niveau du joint entre le pilier et la prothèse scellée induirait la formation d'un espace colonisable par les bactéries, source d'irritation gingivale pour certains, mais acceptable et comparable à celui présent entre le pilier et la prothèse vissée pour d'autres. En cas de limites cervicales sous-gingivales, il existe un risque de débord de ciment sous la gencive, d'où un risque de poche péri-implantaire voire de perte osseuse. Il a été démontré *in vitro* que le ciment sous-gingival excédentaire ne peut pas être retiré en totalité et qu'en plus, cette manipulation détériore les piliers implantaires. Mais en réalité, les limites sont rarement sous-gingivales : elles sont juxta ou supra gingivales dans les secteurs postérieurs et juxta voire à peine sous-gingivale dans les secteurs antérieurs. De plus, les implants sont posés de telle manière à ce que l'espace péri-implantaire n'excède pas 3-4mm ; et en présence de poches > 5mm, le problème péri-implantaire est traité avant.

#### 7) Faible risque de complications à type de dévissage de la vis du pilier implantaire et dépose aisée en cas de problème

Des complications à type de dévissage de la vis du pilier implantaire peuvent aboutir à la fracture de la vis ou de l'implant, voire même une perte osseuse péri-implantaire, c'est pourquoi une dépose aisée de la prothèse est requise.

La technique vissée a pour principal avantage une dépose aisée de la prothèse en cas de problème. L'inconvénient majeur est que l'on retrouve les mêmes complications en prothèse sur dents naturelles et sur implants (notamment le dévissage ou la fracture des vis, la fracture de céramique) et la réparation est longue et coûteuse. D'ailleurs, cette technique est défavorable en cas de restauration de type bridge car le vissage des armatures métalliques induit des forces nocives, du fait de l'imprécision des techniques de laboratoire et que moins d'implants supportent la prothèse. La technique scellée est nettement moins exposée à ce type de complication. Moins de 2% de dévissages surviennent avec cette méthode, contre 10 à 56% avec la méthode par vissage. En cas de dévissage de vis sous une prothèse scellée ne pouvant être déposée, une cavité d'accès (comme en endodontie) est réalisée pour accéder à la vis de pilier (elle est alors changée, la couronne est rescellée et la cavité obturée avec un matériau composite).

#### 8) Faible risque de descellement

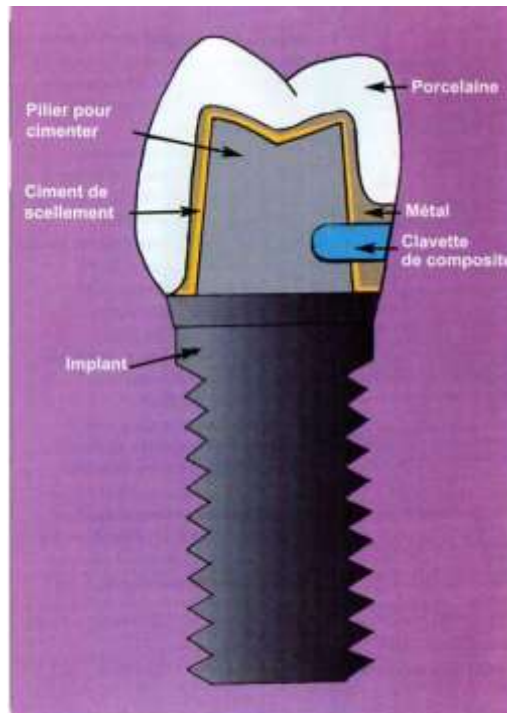
L'objectif de l'ancrage des prothèses scellées est d'être pérenne et réutilisable. Différentes techniques s'y emploient, telles que sceller une partie de la prothèse et visser quelques piliers stratégiquement placés, ou tout sceller et ajouter des vis transverses sur la face linguale ; mais leur efficacité n'est pas reconnue, l'adaptation devant être quasi parfaite, pour permettre une insertion facile et correcte des vis, et ne pas provoquer de forces latérales nuisibles.

Bert et coll. [24] préconisent que la prothèse scellée remplisse deux conditions : posséder une encoche linguale et être scellée à l'aide de ciment polycarboxylate.

#### 4.2.2.1.3.2 Un compromis entre les deux types d'ancrage

Postras et Benko [141] ont développé une nouvelle technique : la technique de scellement consolidé par clavetage (Fig. 25). Elle consiste à associer une « clavette de composite » à un ciment de scellement faible, pour combiner un ancrage passif, une dépose prévisible et comparable aux techniques vissées, avec les avantages des prothèses scellées.

Cette technique transforme le ciment en agent d'étanchéité rendant secondaire sa rétention, et il n'est plus nécessaire d'utiliser des ciments consistants. Elle verrouille la prothèse scellée de manière fiable grâce à l'obturation avec du composite et elle facilite et rend prévisible la réutilisation de la prothèse. La « clavette de composite » n'est pas nécessaire sur chaque pilier pour les prothèses à appuis multiples. Cette technique peut être utilisée dans la majorité des situations cliniques, excepté les prothèses complètes mandibulaires, pour lesquelles une technique vissée sera préférée.



**Figure 25 Technique de scellement consolidée par une « clavette de composite »**

« Extrait de **Réalités Cliniques** 2002;13(4). Figure 1 p374 » [141].

Un orifice de 1,5mm de diamètre est réalisé dans la prothèse définitive à environ 1mm du rebord gingival ; la prothèse est scellée et une cavité de 2mm de profondeur est réalisée à l'intérieur du pilier implantaire avec une fraise boule, l'axe de perforation étant guidé par une cavité fabriquée au préalable par le prothésiste. Puis la cavité est rincée, séchée et obturée avec du composite.

En conclusion, d'après les auteurs [141], une prothèse implanto-portée doit être ancrée de manière fiable, prévisible et réversible. La technique vissée permet un ancrage fiable et reproductible, et la technique scellée permet une dépose aisée de la prothèse. Le traitement de choix en prothèse implanto-portée pourrait être une combinaison des deux techniques. Cette nouvelle technique dite de scellement consolidée par un clavetage, via une cheville en composite, allie les avantages du scellement et du vissage, offrant la possibilité d'une réintervention facile et prévisible des prothèses scellées.

L'évolution de l'esthétique tend malgré tout à privilégier les prothèses scellées sur des armatures transvissées [23].



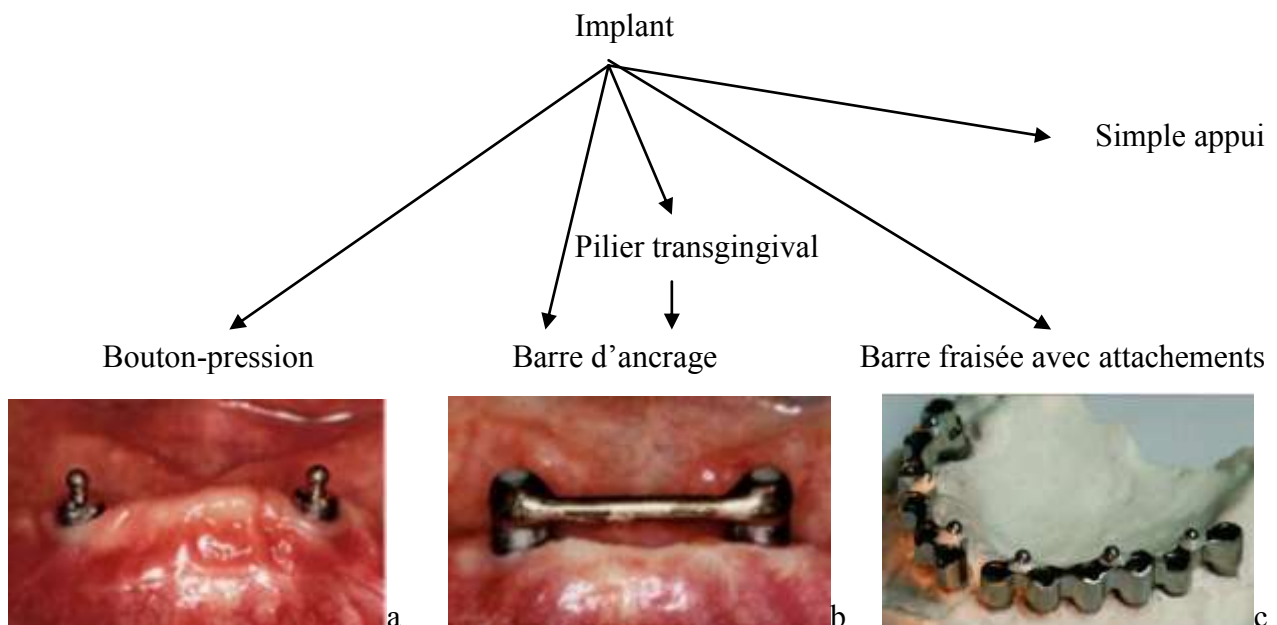
## 4.2.2.2 Prothèse amovible sur implant

Des prothèses amovibles classiques sont stabilisées par des attachements en forme de barre ou de bouton pression. La prothèse peut être réalisée avant ou après la pose des implants.

- Inconvénient : Elles doivent être renforcées par une armature métallique du fait de l'accroissement des forces de mastication avec ce type de prothèse [60].

On distingue 3 catégories de prothèses amovibles supra implantaires (d'après Abulius et Jakubowicz-Kohen) [6] :

- les prothèses amovibles sur attachements intra coronaires axiaux
- les prothèses amovibles sur barres d'ancrage
- les prothèses amovibles sur barres fraisées avec attachements.



**Figure 26 Boutons-pression (a), barre transvissée sur piliers intermédiaires (b) et barre fraisée avec attachements (c)**

a et b : « Extrait du livre **Facteurs de risque et traitements implantaires** » de **RENOUARD** (Quintessence International) et c : « Extrait de **Stratégie prothétique 2006**;6(4). Figure 52 p 304 »

Prothèse amovible stabilisée

#### 4.2.2.2.1 Barres de jonction ou d'ancrage

Les prothèses sur barre sont de 2 grands types : soit vissée directement sur les implants, soit vissée sur des piliers intermédiaires. Des piliers intermédiaires coniques permettent de corriger des problèmes de parallélisme des implants [60].

Exemples : Ackermann, Dolder [6]

#### 4.2.2.2.2 Boutons pression ou attachements intra coronaires axiaux

Les attachements de type bouton-pression sont vissés à 20 N.cm sur les implants [60]. La stabilisation des prothèses complètes mandibulaires avec des attachements axiaux de type bouton pression sur deux implants mandibulaires apporte un grand confort au patient, de par la simplicité et l'efficacité du traitement [109].

Exemples : Dalbo, o ring, Klockner [6]

➔ Les attachements axiaux de type rotule du système Klockner [109]

Ils présentent un taux de réussite de 95% en tant qu'élément de stabilisation de prothèses complètes mandibulaires, avec un recul de 8 ans. Lenormand F et coll. [109] préconisent les attachements axiaux de type rotule car la réalisation, la maintenance (changement régulier des capuchons rétentifs) et les procédés d'hygiène sont simples. Cependant, des implants trop courts et un os de qualité médiocre constituent des contre-indications, et dans ce cas, il est préférable d'utiliser une barre sur 3 ou 4 implants. Bien que moins sophistiqué, ce procédé par attachements axiaux de type rotule présente l'avantage d'être moins onéreux et d'apporter une parfaite stabilité de la prothèse ainsi qu'un grand confort, comparé aux barres d'ancrages.

#### 4.2.2.2.3 Simple appui

Un implant peut être posé en simple appui distal, tel une overdenture, pour éviter la rotation distale postérieure d'une prothèse amovible partielle.

## **5 LA JONCTION IMPLANTO-PROTHETIQUE**

### **5.1 SYSTEME DE CONNEXION**

La connexion implantaire permet de relier le pilier prothétique intermédiaire au corps implantaire.

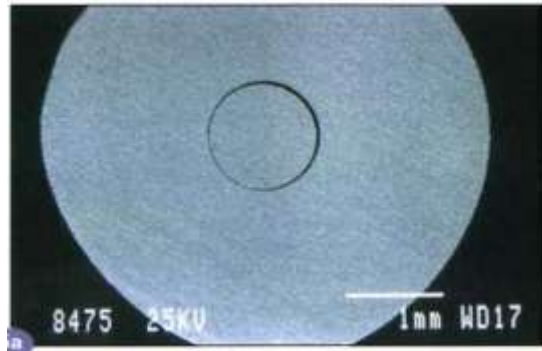
#### **5.1.1 CLASSIFICATION DES DIFFERENTS TYPES DE CONNEXION** <sup>[178]</sup>

##### 1) Selon la localisation de la jonction implanto-prothétique

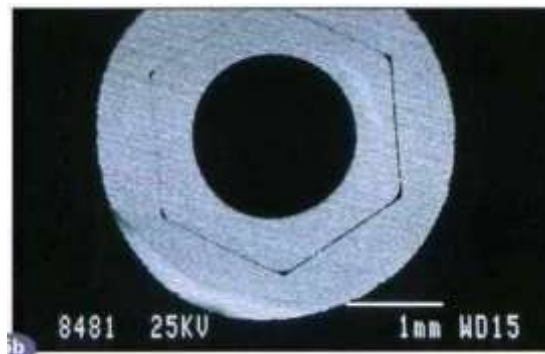
- Les connexions externes : le pilier prothétique (partie femelle) s'encastre sur l'hexagone adossé au pôle prothétique de l'implant (partie mâle)
- Les connexions internes : le pilier prothétique (partie mâle) pénètre dans le pôle prothétique de l'implant (partie femelle).

##### 2) Selon la friction de la connexion

- Les connexions passives (sans friction) : il existe un léger espace entre les composants (majorité des systèmes implantaires) (Fig. 28).
- Les connexions actives (avec friction) : il n'y a pas d'espace entre les composants et les deux parties sont encastrées (cône morse) (Fig. 27).



**Figure 27 Cône morse**  
sans hiatus (coupe transversale)



**Figure 28 Hexagone externe**  
avec hiatus visible autour du système anti-rotationnel (coupe transversale)

« Extrait de *Stratégie prothétique* 2004;4(4). Figures 5a et b p287 » [74]

### 5.1.1.1 Connexion polygonale externe

La connexion polygonale externe est adaptée aux implants en deux parties. Le repère de positionnement peut être hexagonal, octogonal... [60]

- Avantage
  - Le système de connexion présente une grande souplesse [60].

- Inconvénients
  - Une radiographie de contrôle est obligatoire afin de contrôler l'adaptation des différents composants [60].
  - Une mauvaise adaptation de l'hexagone du pilier sur l'hexagone de l'implant est sûrement impliquée dans le dévissage des piliers

Tous les types de piliers CAD/CAM Procera à connexion hexagonale externe présentent une liberté de rotation < 3 degrés, avec de meilleurs résultats pour le titane et la zircone comparés à l'alumine [182].

#### 5.1.1.1.1 Hexagone externe de type Brånemark (Brånemark System ® de Nobel Biocare®)

La connexion hexagonale externe (Fig. 29) est la plus ancienne ; elle était déjà présente sur les implants de Brånemark.

- Caractéristiques

Elle se présente sous la forme d'un plateau surmonté en son centre d'un hexagone de 0,7 mm de hauteur, associé à un pas de vis central. Le pilier intermédiaire s'emboîte sur l'hexagone et se visse avec une vis en or ou en titane [60]. Cette vis de pilier est indispensable sur les implants standard (Regular Platform) mais pas sur les implants larges (Wide Platform) [178].



**Figure 29 Hexagone externe (Nobel Biocare®, 3i®)**

« Extrait du livre *Accéder à l'implantologie* » de MISSIKA (CdP) [118]

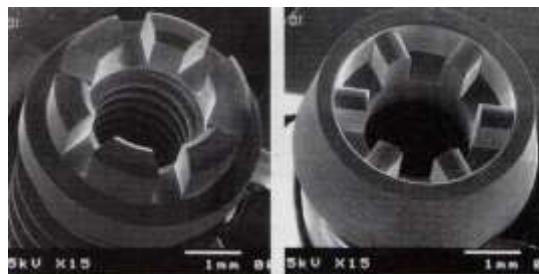
- Variante : L'hexagone cannelé (Zimmer Dental®) semble améliorer légèrement la résistance mécanique [178].

#### 5.1.1.1.2 Connexion Replace® (Nobel Biocare®)

Les piliers ont un engagement profond dans la partie interne de l'implant. Cependant, il y a peu de recul sur la résistance à la fatigue de cette connexion (car peu d'études) [178].

#### 5.1.1.1.3 Système à créneaux externes : système Spline® (Calcitek®)

Les implants Spline® (Fig. 30) ont une connexion avec 6 digitations en créneaux constituant une couronne de 1 mm de hauteur, avec des arêtes externes et internes biseautées à 45°.



**Figure 30 Créneaux externes de l'implant avec les contre-parties dans un pilier**

(Vue au microscope électronique à balayage)

« Extrait du livre *Les implants Spline* » de SCHITTLY (CdP) [163]

- Avantages [60]

- Une connexion éprouvée et fiable, qui réduit les micromouvements

D'après le fabricant [196], cette connexion facilite l'insertion et le repositionnement des différents éléments prothétiques car les créneaux du pilier sont arrondis. Grâce à sa forme, elle réduit le micromouvement à  $0,12^\circ$ , ce dernier étant la cause des dévissages spontanés de la vis de transfixation.

- Une connexion plus forte à toute épreuve

D'après le fabricant [196], elle très résistante grâce à l'interdigitation des créneaux.

### 5.1.1.2 Connexion polygonale interne

La connexion polygonale interne s'adapte sur les implants en deux parties. Le repère de positionnement peut être un hexagone, un octogone, un dodécagone... [60]

- Avantages [60]

- Il est plus facile à manipuler.
- Les radiographies de contrôle pour vérifier l'adaptation des différents composants ne sont pas obligatoires.

- Inconvénient [60]

- Il semblait au départ fragiliser le col implantaire ; mais des modifications de l'alliage utilisé et l'amélioration des propriétés mécaniques l'ont rendu plus fiable.

### 5.1.1.2.1 Hexagone interne (Fig. 31)



**Figure 31 Hexagone interne** (Friadent®)

« Extrait du livre *Accéder à l'implantologie* » de MISSIKA (CdP) [118]

- Connexion Syn Octa® (Straumann®)

Elle comporte un hexagone dans la partie interne de l'implant, ce qui améliore la fiabilité du repositionnement du pilier prothétique, sans nuire à la résistance de la connexion ; elle semble avoir une très grande résistance et un taux très faible de dévissage des piliers [69].

- Connexion ST (Astra Tech®)

Variante du Conical Seal Design. Elle comporte un dispositif hexagonal anti-rotationnel et un pilier sous dimensionné par rapport au plateau implantaire selon le concept du platform-switching [178].

- Connexion MIS

Les implants MIS à hexagone interne présentent un taux de succès de 95% au long terme. La perte osseuse moyenne est de 2,99mm avec une exposition de 0,83 spire en moyenne [175].



- Hexagone interne à friction de Zimmer Dental®

Binon [26] a tiré les conclusions suivantes :

- La liberté rotationnelle (inadaptation) des ensembles implant-pilier est de 0° lorsqu'ils sont serrés à un couple de 30 N.cm.
- Le contact hexagonal est complet et l'ajustement par serrage assure une stabilité parfaite du pilier en rotation (analyse au microscope électronique et microphotographies de coupes transversales)
- Les joints implant-pilier sont prévisibles et constants grâce aux améliorations en tolérance d'usinage et une méthode fiable d'application du couple.

#### 5.1.1.2.2 Octogone interne : Implant Integral Omniloc® (Calcitek®) [163]

#### 5.1.1.2.3 Triangle à cannelures : Connexion Replace® Select (Nobel Biocare®) (Fig. 32)



**Figure 32 Connexion interne type triangulaire à cannelures**  
(Replace® Select Nobel Biocare®)

« Extrait du livre *Accéder à l'implantologie* » de MISSIKA (CdP) [118]

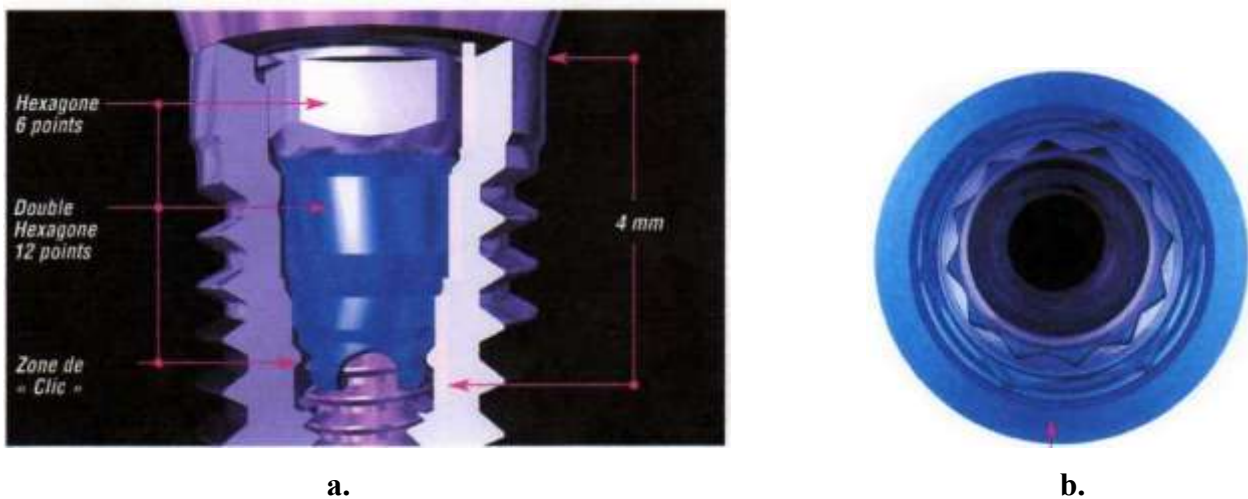
#### 5.1.1.2.4 Hexagone et dodécagone internes : Connexion Certain® (3i®)

- Caractéristiques

La connexion Certain (Fig. 33 a et b) est une connexion interne résultant d'un usinage complexe.

Elle comporte de haut en bas :

- un hexagone qui permet le blocage en rotation des piliers droits
- un double hexagone qui offre 12 possibilités d'orientation pour les piliers angulés
- une zone dite de « clic » ou système QuickSeat
- une zone de vissage



**Figure 33 Une stabilité optimale grâce à une zone profonde d'engagement à niveaux multiples**

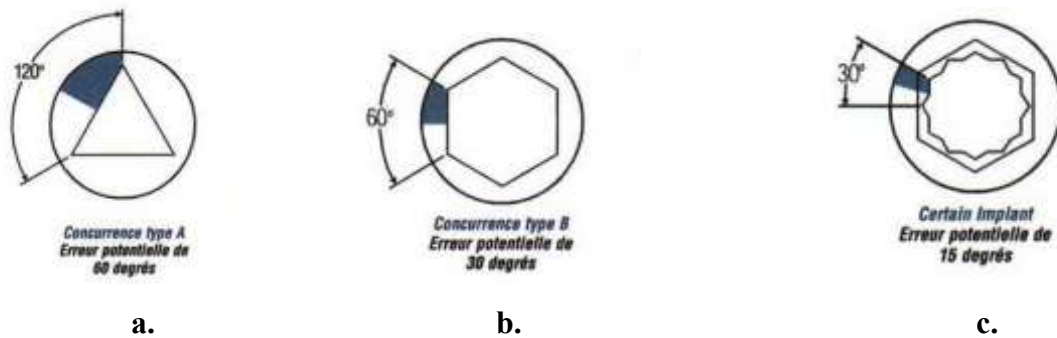
« Extrait du catalogue **Biomet 3i™** » [27]

- Avantages

- La présence d'un hexagone et d'un dodécagone dans l'intrados

Le travail au laboratoire est facilité.

La structure du positionnement à 6/12 points fournit un positionnement à 6 points pour les piliers standard et GingiHue, et à 12 points pour le pilier angulé à 15°. D'après le fabricant [27], ceci permet d'orienter le pilier tous les 15° (d'où une souplesse 4 fois supérieure aux systèmes de connexion existants) et garantit une plus grande souplesse et flexibilité lors de la pose de l'implant. Il n'est pas nécessaire de marquer la partie vestibulaire du pilier ; et l'implant peut être mis en place selon n'importe quelle position rotationnelle sans compromettre l'esthétisme de la restauration.



**Figure 34 Une souplesse de mise en place grâce à une structure sans porte-implant et la possibilité de rotation de 30°**

« Extrait du catalogue **Biomet 3i™** » [27]

D'après le fabricant [27], l'erreur potentielle de positionnement n'excédant pas 15° (Fig. 34 a, b, c), la correction angulaire lors de la restauration prothétique est facilitée, ce qui se traduit par des avantages significatifs : des restaurations plus esthétiques, l'élimination des piliers sur mesure dans la majorité des cas, la réduction des durées passées au cabinet et en laboratoire.

- La présence de surfaces de transition géométriques, de bords de coupe réduits et l'utilisation de zones d'alésage

Les contraintes sont diminuées et la stabilité des composants dans l'implant améliorée [63].

- Le système QuickSeat (spécificité prothétique de la connexion interne Certain)

Il permet non seulement un positionnement rapide et parfait du pilier mais assure aussi d'emblée la rétention, avant d'utiliser la vis de prothèse. Cette zone dite de « clic » reçoit les 6 petites griffes situées à l'extrémité des composants et confirme le positionnement correct des composants par un clic audible et perceptible tactilement en fin d'insertion [63]. Il est alors possible de se passer d'une radiographie de contrôle [178].

- La profondeur de la connexion interne

Elle a une profondeur de 4mm avant d'atteindre la zone de vissage, ce qui permet un meilleur engagement du pilier dans l'implant, même en présence d'un manchon gingival péri-implantaire épais, et accroît la stabilité du pilier [63].

D'après le fabricant [27], de nombreux tests comparatifs ont démontré qu'elle permet d'obtenir une connexion précise et sûre avec un couple de serrage moindre par rapport aux autres systèmes de connexion. Les parois épaisses de la partie coronaire amélioreraient aussi la fiabilité à long terme de la connexion.

- Les propriétés mécaniques sont supérieures à une connexion externe [178].

- La compatibilité des composants Certain [63]

Les trousse chirurgicales sont compatibles, le protocole chirurgical est propre au type d'implant et non au type de connexion. Un code couleur en fonction du diamètre de plateforme d'implant, est présent sur tous les composants implantaires et prothétiques. Le repérage des composants est alors aisé, les risques d'erreurs sont limités et la communication entre les différents intervenants est meilleure.

### 5.1.1.3 Connexion interne sans dispositif anti-rotationnel

#### 5.1.1.3.1 Connexion interne conique

- Avantages

- Une bonne résistance à la charge

Norton [126] a comparé le joint conique (système Astra Tech) et le joint bout à bout (système Brånemark). Il a démontré que le joint conique a une résistance aux moments de charge extrêmes supérieure au joint bout à bout ; et que la vis de pilier est le point de faiblesse dans les joints bout à bout. Il a aussi démontré *in vitro* [127], que les connexions coniques internes ont une solidité aussi fiable, que le pilier soit en une ou deux parties.

- La stabilité des tissus péri-implantaires

D'une part, lors de la connexion du pilier sur l'implant, les tissus ne doivent pas s'interposer entre les deux. Quand la connexion est conventionnelle c'est-à-dire bout à bout, il est nécessaire de décoller les tissus adjacents, voire le périoste pour accéder à la surface de l'implant. Or le périoste assure 90% de la vascularisation et la vascularisation de l'os cortical est minime. L'interruption de la vascularisation, donc du cycle nutritionnel, est un facteur de résorption osseuse post-opératoire.

D'autre part, il a été démontré que la stabilité des tissus péri-implantaires est excellente avec une connexion conique interne. En effet, elle déplacerait le hiatus vers l'axe de l'implant quel que soit sa position [123] ; et Dibart et coll. [64] ont montré *in vitro* l'herméticité d'une jonction implant-pilier de forme conique face à l'invasion bactérienne.

- Une facilitation de l'adhérence des cellules épithéliales (l'attache des tissus mous péri-implantaires ne dépend pas de l'insertion des fibres de collagène) [123].

- Exemples

- Connexion Octa® (Straumann®)

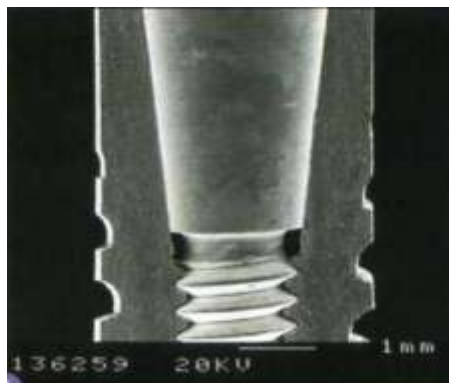
Elle a une conicité de 8°, avec un engagement des piliers dans l'implant.

- Conical Seal Design® (Astra Tech®)

Elle a une conicité de 11°, sans engagement du pilier dans l'implant. Son chanfrein périphérique semble capable d'absorber des contraintes importantes.

### 5.1.1.3.2 Cône morse

Le cône morse est un « emmanchement conique de dimensions normalisées, d'une conicité de l'ordre de 5%, permettant le centrage et l'entraînement d'un arbre, d'un mandrin, d'un outil de coupe... » (Définition Larousse 1995). Le cône morse (Fig. 35) a été introduit par l'école suisse sur les implants transgingivaux. Il ne possède pas de repère de positionnement mais peut parfois être associé à un polygone interne [60].



**Figure 35 Emboîtement du cône morse dans le fût implantaire (Vue en MEB)**

« Extrait de **Stratégie prothétique** 2004;4(4). Figure 4 p 287 » [74]

- Avantages

- Un système particulièrement robuste de par l'excellente qualité et fiabilité de sa liaison mécanique [60,108].

Le cône morse est une connexion très intime qui donne une grande résistance mécanique à la restauration implanto-prothétique et des fractures d'implants n'ont jamais été signalées. De plus, le dévissage du pilier est impossible, mais à condition que le torque de serrage recommandé soit respecté (d'après Gueudry et Moinard) [74].

- Une connexion sans microgap

Une réaction inflammatoire au niveau des tissus mous se produit autour des implants à connexion hexagonale externe. A l'inverse, une connexion conique n'engendre pas de microgap, car le vissage de la partie conique assure une fermeture hermétique de la jonction implant-pilier, empêchant toute prolifération bactérienne, ce qui limite l'inflammation de la partie cervicale et favorise la stabilité tissulaire (tissus mous), prothétique et esthétique à long terme [74,153].

- Une réalisation plus aisée des prothèses immédiates et de l'harmonisation gingivale [108]
- Une optimisation du résultat esthétique dans la zone antérieure [74,108]

- Inconvénient : La nécessité d'une clef de repositionnement du pilier prothétique de par l'absence de repère de positionnement du pilier [74,60].

Le système de cône morse n'est pas anti-rotationnel en lui-même et il n'y a pas d'hexagone externe sur l'implant. Une clef de repositionnement est donc nécessaire pour valider la position du pilier sur l'implant, avant le serrage ; et la position des piliers varie en fonction du couple de serrage. Cette étape représente une difficulté, mais permet un contrôle clinique et radiologique de la précision d'adaptation. Un système intermédiaire muni à la fois d'un cône morse et d'un polygone de repérage permet de pallier à cette difficulté.

- Exemple : Les implants Swiss-Plus [108] possèdent 2 grands systèmes de connexion, et le 2<sup>ème</sup> est une connexion longue interne qui s'appuie sur le cône morse, soit seul, soit associé à l'octogone interne.

### 5.1.1.3.3 Système Ankylos® (Dentsply Friadent®)

Le système Ankylos est la seule connexion conique munie d'un vrai cône morse de 4°, la rétention du pilier se faisant par simple friction [178], et le 1<sup>er</sup> système ayant retenu ce type de connexion pour la totalité de ses composants. Il est assez innovant et particulièrement adapté aux restaurations esthétiques antérieures grâce à sa connexion (cône morse), ses formes d'implant (vis avec filetage progressif) et de pilier (conique) (d'après Gueudry et Moinard) [74].

- Avantages
  - Ceux du cône morse et de la connexion conique
  - Un « comblement » osseux physiologique grâce au pilier conique [74]

Par opposition aux systèmes classiques où le pilier prend appui horizontalement à plat, le pilier Ankylos a une forme conique laissant le plateau prothétique de l'implant libre de tout appui tel un tenon dans une racine, ce qui laisse un espace disponible pour un « comblement » osseux physiologique au-dessus du sommet implantaire. D'après les auteurs [74], il ne faut donc pas hésiter à placer l'implant en situation légèrement infra osseuse pour conserver le volume osseux supra implantaire et soutenir les tissus mous au-dessus du sommet implantaire. Le système Ankylos permet, selon eux, de maintenir le capital osseux même s'il est défaillant initialement, et peut servir de compromis dans le but d'éviter une greffe osseuse.



- Un fût implantaire de dimension standard afin d'accepter tous les piliers [74]

Etant donné que la dimension de la partie conique du système Ankylos est la même quelque soit le diamètre de l'implant [153], l'implant est choisi en fonction des conditions anatomiques sans tenir compte du pilier. De plus, les piliers Ankylos peuvent être retouchés au laboratoire pour obtenir des limites prothétiques esthétiques (congés vestibulaires profonds mais plus occlusaux dans les zones proximales, parallélisme pour les prothèses plurales) [74].

### 5.1.2 COMPARAISON DES DIFFERENTS SYSTEMES



**Figure 36 Différents types de connexion**

connexion externe (a) ; connexion interne (b) ; cône morse avec hexagone de positionnement (c).

« Extrait de **Stratégie prothétique** 2006;6(4). Figure 2 p 293 » [6]

Tableau récapitulatif des différents systèmes de connexion implant-pilier

Type de connexion	Type d'implant	Repère de positionnement	Avantages	Inconvénients
Polygone externe	Implant en 2 parties	Hexagone, octogone...	Souplesse	Radio de contrôle obligatoire
Polygone interne	Implant en 2 parties	Hexagone, octogone, dodécagone...	Facilité prothétique, radio de contrôle non nécessaire	Fragilise le col de l'implant
Cône morse	Implant en 1 partie ou en 2 parties	Aucun, mais parfois associé à un polygone interne	Excellentes propriétés mécaniques	Difficultés de transmission des informations sur le positionnement des piliers au laboratoire

### 5.1.2.1 Propriétés

#### 5.1.2.1.1 Propriétés biologiques

- La stabilité primaire

Elle est identique pour l'hexagone externe, l'hexagone interne et le cône morse [60].

- Réponse de l'hôte

Machtei et coll. [111] ont observé une réponse clinique et radiographique similaire pour la connexion hexagonale externe et le cône morse.

### 5.1.2.1.2 Propriétés mécaniques

- Mise en place et stabilité du pilier

La connexion interne permet un meilleur engagement des piliers dans l'implant que la connexion externe, notamment la connexion Certain, dont la profondeur accroît la stabilité du pilier [63].

- Le jeu rotationnel

Le jeu en rotation théorique à l'interface des composants est différent selon la forme de la connexion et il est directement corrélé avec la fracture sous charge cylindrique. La rupture la plus tardive se produit pour la connexion en créneaux (Spline) puis pour l'hexagone externe et enfin la plus rapide est obtenue pour un implant dont l'hexagone externe a été supprimé [163].

- La résistance à la torsion

Elle est pratiquement doublée pour la connexion en créneaux (Spline) par rapport à l'hexagone externe (Nobel Biocare) [163].

- La résistance à la compression à 30°

Elle reproduit les conditions extrêmes de sollicitation clinique d'un implant et correspondrait aux forces de mastication sur un pilier implantaire angulé à 30° en bouche [163]. La résistance mécanique est nettement supérieure pour les connexions à digitations en créneaux (Spline) ; elle est bonne pour les cônes morses (cône morse 8° > cône morse 11°) ; elle est correcte pour l'hexagone externe, mais moins bonne pour l'hexagone interne [60,163].

- La résistance à la flexion

Les connexions des implants larges ont une résistance à la flexion supérieure à celle des implants standard, du moins dans les 1<sup>ers</sup> temps de la contrainte [178].

Le système implantaire à connexion conique hexagonale interne est celui qui génère le moins de forces de Von Mises, quelles que soient les conditions de mise en charge et l'angulation des forces, car il réduit les forces de flexion en couissant à l'intérieur du joint conique de l'implant [50]. Les implants à connexion conique interne présentent *in vitro* la même résistance au moment de flexion à l'interface pilier-implant que le pilier soit en une ou deux pièces [127].

Les forces de Von Mises atteignent leur taux maximum pour les systèmes à hexagone externe [50].

Pour les implants en une partie, la charge est transmise non seulement au système implantaire mais aussi à l'os, mais le taux maximum de forces de Von Mises est toujours supérieur à celui généré par le système à hexagone interne, quelque soit l'inclinaison des charges [50].

- La résistance maximale et les cycles de fatigue

Le design du joint influe sur la résistance à la fatigue et le mode de fracture [99].

Les connexions internes semblent plus résistantes que les connexions externes. L'hexagone externe permettrait uniquement de faciliter le repositionnement du pilier sans renforcer la connexion [178]. En effet, Khraisat et coll. [99] ont démontré *in vitro* que le système ITI (connexion interne d'une conicité de 8°) assure une résistance à la fatigue et à la fracture significativement supérieure au système de Brånemark (connexion hexagonale externe). Les vis de pilier du système de Brånemark se fracturent au bout de 1 178 023 à 1 733 526 cycles de mise en charge, alors que les vis de pilier du système ITI ne présentent aucune fracture jusqu'à 1 800 000 cycles.

### 5.1.2.1.3 Facilité de réalisation prothétique

Les étapes prothétiques sont simplifiées pour l'hexagone interne et le cône morse, par rapport à l'hexagone externe [60].

#### 5.1.2.1.4 Cas particulier des prothèses dento-implanto-portées

Aux vues des analyses mécaniques in vitro, les connexions rigides dent-implant sont défavorables. Cependant, Ballester Ferrandis et coll. [14] observent, d'après leur étude bibliographique et leur expérience personnelle, que les prothèses dento-implanto-portées ne présentent pas plus de complications que des prothèses implanto-portées. L'union entre dents et implants n'est pas perturbée par la différence de mobilité et n'a pas d'incidence sur le pronostic à long terme, mais il faut alors utiliser des connexions rigides pour prévenir l'ingression de la dent naturelle.

#### 5.1.2.2 Critères de choix d'une connexion

- Impératifs biomécaniques : La connexion interne semble, à ce jour, l'emporter.
- Facilité de mise en œuvre prothétique : La connexion interne semble supérieure.
- Impératifs esthétiques : La connexion externe présente apparemment un plus grand degré de liberté d'orientation des piliers, et elle est moins contraignante en cas de fracture d'une vis de connexion, comparé à la fracture du col implantaire d'une connexion interne.

#### 5.1.2.3 Récapitulatif : Cahier des charges d'une connexion

- 1) La connexion doit être stable et rigide.

En effet, les complications mécaniques, essentiellement à type de fracture, sont liées à la connexion implant-pilier [153]. Une connexion stable et durable du pilier à la tête de l'implant évite le dévissage de la vis du pilier, et améliore le pronostic à long terme du joint de serrage. Ceci peut être obtenu avec des vis en or et un couple de serrage élevé.

Le système Bränemark ne conçoit que des interfaces implant-pilier usinées (cas du pilier Procera) et recommande un dispositif de contre couple pour s'assurer que l'intégralité de la force de serrage ne se concentre que sur la vis. Lang et coll. [104] ont montré, qu'en l'absence de contre couple, 91% de la charge appliquée était transmise à l'os, contre moins de 10% avec.

- ⇒ La connexion polygonale interne semble la plus stable.
- ⇒ Le cône morse présente une excellente liaison mécanique.

## 2) La connexion doit posséder une résistance mécanique de qualité et durable

La connexion Spline (digitations en créneaux externes) présente d'excellentes propriétés mécaniques, suivie du cône morse, puis de l'hexagone externe et enfin de l'hexagone interne [163]. Cependant, la connexion ITI (connexion conique interne d'une conicité de 8°) a une meilleure résistance à la fatigue et à la fracture que le système de Bränemark (hexagone externe) [99].

## 3) La jonction implant-pilier doit être étanche à toute prolifération bactérienne

Avec le système Ankylos (cône morse), il n'y a pas de microgap susceptible d'altérer la stabilité des tissus mous [153].

## 4) Le système doit permettre l'utilisation d'un seul tournevis pour toutes les phases prothétiques.

La connexion Certain (polygone interne) est intéressante du fait de la compatibilité de tous ses composants et le code couleur qui facilite leur repérage [63].

## 5) L'engagement du tournevis dans la vis de pilier prothétique doit être à friction (ce qui évite de faire tomber la vis dans la bouche du patient).

- 6) Un chanfrein d'engagement est souhaitable pour protéger le pas de vis lors de la pose des piliers.

La connexion interne permet un meilleur engagement des piliers dans l'implant, notamment la connexion Certain [63].

- 7) Le repositionnement des piliers doit être reproductible, sans radiographie.

Le système QuickSeat (connexion Certain) permet de s'abstenir d'une radiographie de contrôle [63].

- 8) La connexion doit permettre de faire une empreinte facile et rapide.

- 9) Elle doit permettre d'utiliser des vis de pilier courtes et étroites pour augmenter l'épaisseur des matériaux cosmétiques.

- 10) Les piliers doivent être démontables.

- 11) La connexion doit être compatible avec des piliers esthétiques (céramiques, zircone).

## **5.2 LA JONCTION IMPLANTO-PROTHETIQUE**

OH et coll. [129] dénombrent 6 facteurs étiologiques impliqués dans la perte de crête osseuse observée durant la 1<sup>ère</sup> année de fonction, à savoir la reformation d'un espace biologique péri-implantaire, le microgap (s'il est placé au niveau ou sous la crête osseuse) et la surcharge occlusale essentiellement, mais également la morphologie du col implantaire, le trauma chirurgical, et les péri-implantites. Chiche [49] confirme que des manœuvres répétées de vissage/dévissage de la vis de cicatrisation, le non respect de l'espace biologique et la présence permanente d'une zone de tissu conjonctif inflammatoire sont des facteurs négatifs source de résorption osseuse.

### **5.2.1 LE RESPECT DE L'ESPACE BIOLOGIQUE**

On suppose qu'un certain espace biologique péri-implantaire est nécessaire pour permettre l'attache conjonctive, et que si les tissus mous ne le permettent pas, il se produit une résorption osseuse suivie d'une migration apicale de l'attache pour le reproduire. Elle se déroule au cours de la cicatrisation pour les implants transgingivaux en un temps chirurgical, et après exposition de l'implant pour les implants en deux temps [123], mais elle ne dépend pas de la mise en fonction de l'implant [106]. D'une part, toute effraction de cet espace se traduit par une migration apicale de l'attache épithélio-conjonctive par microcontamination et/ou microtraumatisme [36]. D'autre part, si l'épaisseur de l'attache épithéliale recouvrant le site implantaire n'est pas suffisante, ce processus biologique surviendra afin de rétablir un espace biologique normal et de permettre la formation d'une attache de tissus mous stable [22,123].

- Technique enfouie ou non enfouie ?

\* La technique enfouie

Bränemark [33] à partir d'études chez le chien, recommandait une technique enfouie, afin de protéger les implants par la muqueuse orale pendant une période de cicatrisation de 3 à 6 mois.



Par ailleurs, Machtei et coll. [111] ont démontré que IL-1 et TNF alpha sont des marqueurs sensibles de la perte osseuse alvéolaire autour des implants et des dents. Ils ont observé une plus forte réponse de l'hôte (plus de TNF alpha) pour les implants non enfouis, ce qui pourrait prédire une future perte osseuse.

#### \* La technique non enfouie

Les études rapportent des résultats identiques quelle que soit la technique, et une technique non enfouie avec un implant transgingival aboutit au même succès d'intégration tissulaire [165]. Les études démontrent que les tissus mous péri-implantaires et les caractéristiques de l'attache cellulaire ne dépendent pas du type d'implant (système en un ou deux temps) [123]. Hermann et coll. [85,86] ont confirmé, chez le chien, que les modifications de la crête osseuse ne dépendent pas de la technique chirurgicale (enfouie ou non).

Il est maintenant reconnu que la technique non enfouie est aussi prédictible que la technique enfouie, et qu'en fait elle comporte même des avantages par rapport à la technique enfouie [84]:

- L'absence d'une interface entre l'implant et le pilier au niveau ou sous la crête osseuse
- L'absence d'une seconde étape chirurgicale pour connecter le composant transgingival au sommet de l'implant
- Une cicatrisation des tissus mous à un stade plus mature

Une technique non enfouie permet une cicatrisation de 1<sup>ère</sup> intention des tissus mous sur la partie transgingivale de l'implant. La muqueuse péri-implantaire en cours de cicatrisation n'est pas perturbée par une seconde étape de découverte, ni des opérations de vissage-dévissage du pilier [187].

- Un plus petit rapport couronne/implant pour les implants en une pièce non enfouis

Afin de faciliter la compréhension de l'étude comparative des implants en une et deux parties, les abréviations suivantes seront utilisées :

- **N= niveau de la crête osseuse donc**
  - N-1mm= 1mm sous la crête osseuse**
  - N0 = au niveau de la crête osseuse**
  - N+1mm = 1mm au-dessus de la crête osseuse**
  
- **Limite R/L = Limite rugueux/lisse**

### 5.2.1.1 Implants en une partie

Pour les **implants en une partie**, non enfouis, avec la limite R/L placée à N0 ou N-1mm, **le niveau osseux péri-implantaire**, c'est-à-dire le niveau du 1<sup>er</sup> contact os-implant (fBIC : first bone-to-implant contact), **dépend de la position de la limite R/L par rapport à l'os crestal** [82, 85,86,87]. D'autre part, le sommet de la gencive marginale est situé plus coronairement pour les implants en une pièce que pour les implants en deux pièces [86].

#### 5.2.1.1.1 Position de la limite rugueux-lisse (R/L) par rapport à l'os crestal

##### a) Position apicale à la crête osseuse

- Chez le chien

Hermann et coll. [86] ont observé une perte osseuse supérieure pour les implants placés avec la limite R/L à N-1mm, par rapport à des implants placés avec la limite R/L à N0. Le niveau osseux reste ou se repositionne au niveau de la limite R/L.

- Chez l'homme

Hämmerle et coll. [75] ont observé une perte osseuse globale au bout d'1 an, significativement supérieure autour d'implants ITI transmuqueux en une partie, placés avec la limite R/L à N-1 mm, comparés à des implants placés avec la limite R/L à N0 (2,26mm contre 1,02mm). Pendant les 4<sup>ers</sup> mois, la perte osseuse est significative pour les deux implants ; puis de 4 à 12 mois, elle n'est significative que pour les implants N-1mm.

Hartmann et Cochran [82] confirment que le remodelage osseux est supérieur autour d'implants non enfouis en une partie avec la limite R/L placée sous la crête osseuse (1,72mm en moyenne), par rapport à des implants dont la limite R/L est placée au niveau de la crête osseuse. Dans les deux cas, le remodelage osseux se produit rapidement, atteint un niveau similaire, et ne change pratiquement pas au bout de 5 ans. A 6 mois, le remodelage osseux est de 1,72mm en moyenne pour les implants dont la limite R/L est placée sous la crête osseuse et de 0,68mm en moyenne pour ceux dont elle est au niveau de la crête osseuse.

b) Position au niveau de la crête osseuse

- Chez le chien

Hermann et coll. [86] ont prouvé, que l'implant en une partie avec la limite R/L placée au niveau de la crête osseuse est celui qui a le plus petit espace biologique, mais aussi celui le plus proche de la dent naturelle, et assurant la stabilité la plus coronaire de la gencive marginale.

c) Conclusion sur la position de la limite R/L par rapport à la crête osseuse

- Un statut unanime

Les études sont explicites et concordantes. Le niveau osseux autour d'implants non enfouis en une partie dépend de position de la limite R/L par rapport à la crête osseuse, à savoir que la perte osseuse est inférieure lorsque l'implant est placé avec la limite R/L au niveau de la crête osseuse.

- Conséquences cliniques

Chez le chien, le déplacement de la limite R/L apicalement (N-1mm) augmente l'espace biologique (+ 0,73mm), ce qui se manifeste par une augmentation des dimensions de l'épithélium de jonction et du tissu conjonctif, et un léger déplacement apical de la gencive marginale (- 0,10mm). Ceci suggère qu'un implant non enfoui en une pièce, avec la limite R/L placée à N-1mm, présente une gencive marginale à peu près au même niveau, et un espace biologique augmenté, comparé au même implant avec la limite R/L à N0.

→ Implication clinique: Le fait de placer un implant non enfoui en une pièce, avec une limite R/L légèrement enfouie, n'altère pas significativement la gencive marginale pour la restauration finale [86]. La perte osseuse plus importante lorsque la limite R/L est placée à N-1mm serait compensée par une augmentation des dimensions de l'attache épithélio-conjonctive.

### 5.2.1.1.2 Caractéristiques de l'espace biologique

#### a) Une unité stable et formée physiologiquement

- Justification biologique

L'espace biologique est une structure formée physiologiquement et stable dans le temps, dans le cas d'implants en une pièce non enfouis, mis en charge ou non. Les résultats de l'étude de Hermann et coll. [84] suggèrent que l'utilisation d'implants en une pièce non enfouis permet la stabilité générale des tissus mous péri-implantaires sous des conditions de charges allant jusqu'à 12 mois.

- Le fait que les dimensions générales de l'espace biologique ne changent pas au cours des périodes de cicatrisation suggère que les implants en une pièce non enfouis garantissent une stabilité physiologique des tissus péri-implantaires.

- La comparaison avec les dimensions décrites autour des dents naturelles suggère que l'espace biologique péri-implantaire, à l'instar de l'espace biologique péri-dentaire, est une unité structurelle formée physiologiquement.

- Facteurs déterminants

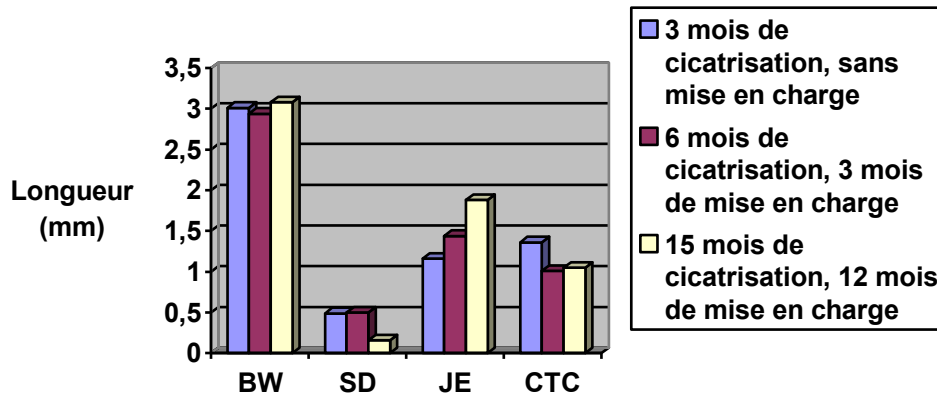
Cependant, d'importants facteurs dynamiques affectent les dimensions des composants de l'espace biologique général. Bien qu'aucune preuve ne les détermine précisément, il semblerait que les facteurs suivants soient impliqués :

- La mise en charge de l'implant
- La maturation des tissus (dont notamment la croissance des fibres de collagène, qui interviendrait dans le remodelage des tissus mous et de l'os)
- Les forces occlusales exercées sur les implants au cours du temps

- Variations des compartiments de l'espace biologique

L'évaluation histométrique a révélé des variations significatives des dimensions des compartiments tissulaires (SD, JE, CTC) au cours du temps; alors que la somme des trois, formant l'espace biologique, ne change pas durant la période d'observation (Fig. 37 et 38).

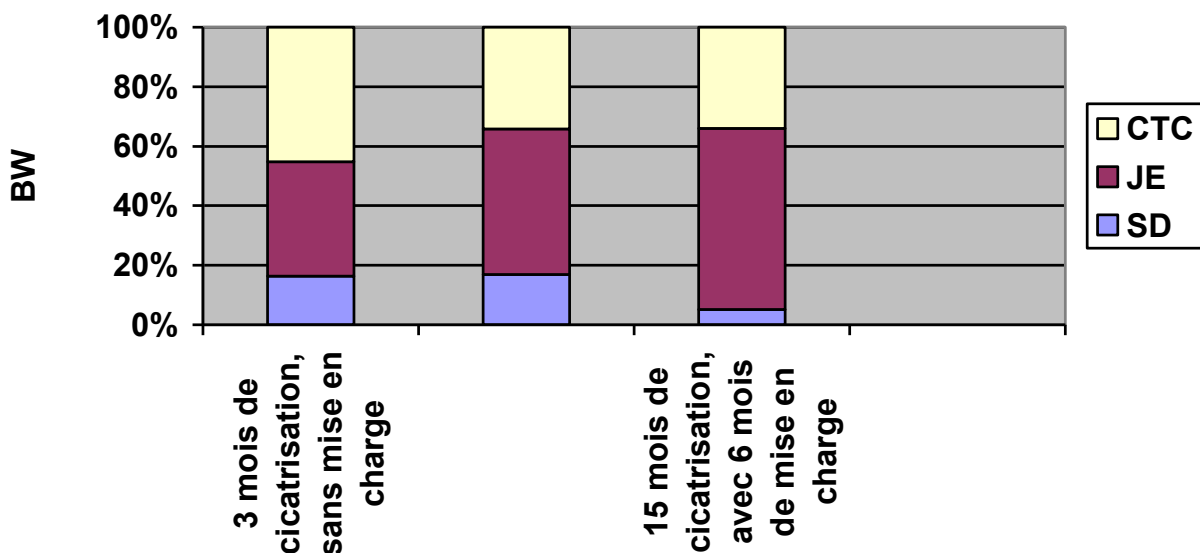
- La profondeur du sulcus (SD) diminue nettement au bout de 12 mois de mise en charge et passe de 0,49mm (3 mois) à 0,16mm (15 mois).
- La longueur de l'épithélium de jonction (JE) augmente nettement au bout de 12 mois de mise en charge et passe de 1,16mm (3 mois) à 1,88mm (15 mois).
- La hauteur de tissu conjonctif (CTC) diminue pour 3 et 12 mois de mise en charge et passe de 1,36mm (3 mois) à 1,05mm (15 mois).



CB

Figure 37 Dimensions linéaires de l'espace biologique (BW)

La profondeur du sulcus (SD) et la hauteur de tissu conjonctif en contact (CTC) diminuent avec le temps, mais cette diminution se produit plus tôt pour le tissu conjonctif.



CB

Figure 38 Variations dimensionnelles des compartiments de l'espace biologique

Bien que les dimensions de l'espace biologique (BW) restent approximativement les mêmes au cours de 15 mois de cicatrisation, l'augmentation de l'épithélium de jonction (JE) est compensée par la diminution de la profondeur du sulcus (SD) et du tissu conjonctif en contact (CTC).

Par ailleurs, le tissu conjonctif est le composant le plus stable, et l'épithélium de jonction le plus variable. Sicher [1969, cité par 84] l'avait relevé autour des dents. Hermann JS et coll. [84] le démontrent autour d'implants non enfouis en une pièce, confirmant les études précédentes [75]. En effet, la longueur du tissu conjonctif en contact varie de 0,3mm tandis que la longueur de l'épithélium de jonction varie de 0,72mm.

Il est important de garder à l'esprit que des niveaux osseux stables se traduisent par des tissus mous stables. Buser et coll. [39] ont confirmé chez l'homme ces observations faites chez l'animal.

#### b) Un espace biologique plus court pour les implants en une partie que pour les implants en deux parties

Chez le chien, Hermann et coll. [86] ont démontré que l'espace biologique est significativement plus court pour les implants en une partie avec la limite R/L placée au niveau crestal que pour les implants en une partie avec la limite R/L placée en sous crestal, ou que pour les implants en deux parties avec l'interface au niveau crestal ou sous crestal.

Chez le chien, Weber et coll. [186] n'ont pas observé de différence significative entre des implants en deux parties enfouis et des implants en une partie non enfouis concernant la distance entre le sommet de l'implant et le rebord de la muqueuse marginale, la longueur du tissu conjonctif en contact, la distance entre le sommet de l'implant et le premier contact coronaire avec l'os ; mais la migration apicale de l'épithélium est supérieure et le niveau de l'attache est situé plus bas pour les implants en deux parties enfouis que pour les implants en une partie non enfouis.

#### c) Des dimensions similaires à celles des dents naturelles

La littérature apporte la preuve de la conformité des dimensions de l'espace biologique autour des dents naturelles avec celles autour des implants non enfouis en une pièce (sans microgap), à la différence des implants en deux pièces (avec microgap), quelle que soit la technique chirurgicale (enfouie ou non).

Hermann et coll. [86] ont observé chez le chien (avec des implants ITI), que l'espace biologique autour d'un implant non enfoui en une pièce avec une limite R/L placée au niveau de la crête est le plus similaire à celui trouvé autour des dents naturelles. En effet, ils ont obtenu une valeur de 2,84mm, ce qui est très similaire à la valeur de 2,73mm trouvée autour des dents naturelles par Gargiulo et coll. (1961). Cochran l'a confirmé chez le chien [52] et Hartman et Cochran [82] l'ont confirmé chez l'homme.

Il serait intéressant de suivre à long terme les conséquences cliniques d'un espace biologique augmenté de 0,5 à 1mm, car elles ne sont pas connues, afin de déterminer si cela influe sur la pérennité de l'implant.

### 5.2.1.2 Implants en deux parties

L'espace biologique est, comme nous l'avons vu précédemment, plus large autour de systèmes en 2 parties, avec plus de récession des tissus mous [86].

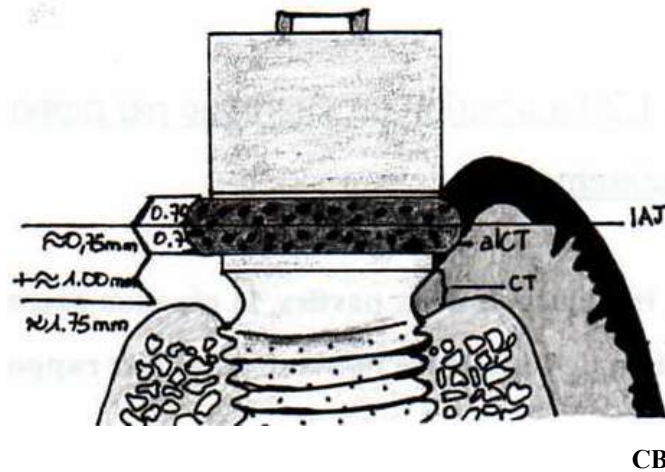
#### 5.2.1.2.1 Facteurs susceptibles d'influencer le niveau osseux péri-implantaire

##### 5.2.1.2.1.1 La présence ou l'absence du microgap

On ne connaît pas la raison de l'accélération de la résorption osseuse autour d'implants en 2 pièces durant la 1<sup>ère</sup> année, mais des études récentes la mettent en relation avec la localisation du microgap. D'après Hermann et coll. [85,86], les modifications du niveau de la crête osseuse dépendent aussi bien de la présence ou absence, que de la localisation de l'interface.

Il a été démontré chez le chien, qu'il existe toujours un infiltrat inflammatoire en regard de la connexion implant-pilier. Il serait à l'origine de la résorption osseuse péri-implantaire d'environ 1 mm qui se produit la 1<sup>ère</sup> année de mise en fonction [123]. D'après Ericsson et coll. [68], l'infiltrat inflammatoire s'étend entre 0,5 et 0,75mm de part et d'autre de l'interface implant-pilier (Fig. 39).





**Figure 39 Dimensions approximatives de l'interface implant-pilier**

**IAJ** : interface implant-pilier

**alCT** : infiltrat inflammatoire du pilier (0,75 mm au-dessus et 0,75 mm en-dessous de la JIP)

**CT** : Tissu conjonctif sain (environ 1mm entre le fond de l'alCT et l'os)

- Influence du microgap

L'étude d'Hermann et coll. [86] compare, chez le chien, un implant en une partie (sans microgap) avec la limite R/L à N-1mm et un implant en deux parties (avec microgap) avec le microgap à N0 et la limite R/L à N-1,5mm.

Bien que les dimensions de l'espace biologique soient similaires, la perte de hauteur de gencive est significativement supérieure pour l'implant en deux pièces (1,38mm versus 0,42mm). Ceci s'explique par le fait que le niveau de l'os alvéolaire est déplacé apicalement pour les implants en deux parties.

- Pour les implants en une partie, le niveau osseux se situe au niveau de la limite R/L.
- Pour les implants en deux parties, le niveau osseux se situe apicalement à la limite R/L. Des implants placés avec le microgap à N-1 mm, et avec une limite R/L 0,5mm sous le microgap, présentent une résorption osseuse sous la limite R/L.

- ⇒ Ces résultats histologiques confirment les résultats radiologiques selon lesquels le microgap a une influence significative sur le niveau osseux autour d'implants en deux pièces [86].
- ⇒ De plus, le microgap a une influence supérieure à la limite R/L, en ce qui concerne le 1<sup>er</sup> contact os-implant [86,88].

#### 5.2.1.2.1.2 La position du microgap par rapport à la crête osseuse ou niveau d'enfouissement

Pour les **implants en deux parties**, la réaction osseuse péri-implantaire dépend de la **localisation de l'interface implant-pilier par rapport au sommet de la crête osseuse** [87,123].

##### a) Position coronaire par rapport à la crête osseuse

- Chez le singe, quand l'implant est placé N+1-2mm, il se produit moins de perte osseuse.

Piatelli et coll. [137] observent une légère augmentation du niveau osseux, de  $0,13 \pm 0,12$ mm.

Les raisons de l'augmentation osseuse en direction coronaire ne sont actuellement pas comprises. Elles semblent être liées au modèle animal différent (singe *versus* chien dans les autres études), et la variation standard élevée reportée est probablement due au fait qu'il existe une grande variation entre les spécimens, avec une augmentation osseuse largement supérieure aux autres pour 2 spécimens.

- Chez le chien, Hermann et coll. observent que si le microgap est déplacé coronairement, il se produit une résorption osseuse [85] mais de moindre importance comparé à un implant dont le microgap est placé apicalement [86].

Elle est de 1,64mm si le microgap est situé 1mm coronairement [85].

- La combinaison d'un microgap situé à N+1mm, avec une limite R/L située à N-1,5mm, aboutit au même résultat que pour un implant en une partie, à savoir que le premier contact os-implant se situe au niveau de la limite R/L [85,86].
  - Les implants en deux parties enfouis, dont le microgap est situé à N+1mm, ont le plus petit espace biologique de tous les implants enfouis, avec la plus petite valeur pour l'épithélium de jonction et la plus grande valeur pour le tissu conjonctif. L'espace biologique (SD, JE, CTC) a des dimensions similaires à celles d'un implant non enfoui en une partie avec la limite R/L à N-1mm [86].
- ⇒ Déplacer coronairement le microgap d'un implant en deux pièces minimise son influence sur les tissus durs et mous, qui sont alors similaires à un implant en une pièce sans microgap [86].
- Chez l'homme, on suppose qu'il en résulterait une augmentation de la résorption osseuse marginale.

On suppose que la résorption osseuse marginale résulte d'une accumulation de microtraumatismes dans l'os. Or, Hansson [80] a démontré que si l'interface implant-pilier est située 2mm coronairement par rapport à la crête osseuse, il en résulte une augmentation considérable des contraintes maximales dans l'os.

b) Position apicale par rapport à la crête osseuse

- Chez le singe, la résorption osseuse est d'autant plus importante [137].
- Chez le chien, la résorption osseuse est supérieure par rapport aux autres positions [85].

Elle est de 2,29mm pour un microgap situé 1mm apicalement [85].

- ⇒ Placer le microgap apicalement, comme recommandé cliniquement afin d'obtenir un profil d'émergence harmonieux dans les zones esthétiques, a la plus grande influence sur les tissus durs et mous, avec l'espace biologique le plus large, la localisation la plus apicale de la crête osseuse, la plus petite surface de contact avec le tissu conjonctif, un très long épithélium de jonction, et la localisation la plus apicale de la gencive marginale.
- Implications cliniques : Il en résulte un risque de récession de la gencive marginale et une maintenance plus difficile, étant donné que le contact avec l'épithélium s'effectuera apicalement, au moins au niveau du microgap placé sous la crête osseuse. Or, le microgap des implants en deux pièces est colonisé par les bactéries, et une localisation plus apicale de la flore aurait tendance à favoriser une composition bactérienne plus pathogène et anaérobie, et un degré d'inflammation péri-implantaire plus sévère. La crête osseuse se résorbe en dessous du microgap et l'épithélium de jonction s'étend jusqu'à ce niveau, avec par conséquent une plus petite surface de contact avec le tissu conjonctif.
- ⇒ Pourtant, d'après Todescan et coll. [180], une position plus apicale du microgap n'entraîne pas de résorption osseuse supplémentaire.

Plus les implants sont placés profondément, plus l'épithélium et le tissu conjonctif tendent à être longs, mais les valeurs ne sont pas statistiquement significatives. Le niveau osseux marginal, mesuré entre l'interface et le fBIC est le plus petit pour les implants placés les plus profondément, ce qui est en contradiction avec des études récentes selon lesquelles l'os maintient son espace biologique.

Cependant, son étude présente des biais :

- Elle choisit un modèle statistique à partir de modèles mélangés.
- L'étude histologique n'est réalisée que 3 mois après connexion du pilier.
- Les implants du groupe 1 (N+1mm) et 2 (N0) seraient soumis à des charges occlusales durant la période de cicatrisation, contrairement aux implants du groupe 3 (N-1 mm), qui seraient protégés des charges pendant la phase d'ostéointégration grâce à leur position plus

profonde. En effet, le microgap semble plus large pour les groupes 1 et 2. Ceci reste une supposition car les microgaps n'ont pas été mesurés et les dévissages de piliers n'ont pas été notés.

- La distance mesurée entre l'interface et le fBIC ne reflète pas la perte osseuse réelle, puisque les implants du groupe 1 et 3 sont placés respectivement avec le col à N+1mm et N-1mm.

Des études doivent être réalisées sur des périodes plus longues et dans des conditions de mise en charge. La perte osseuse étant minorée quand l'épithélium et le tissu conjonctif sont les plus longs, il serait intéressant de trouver un moyen d'augmenter la longueur de l'épithélium et du tissu conjonctif et d'observer si on obtient l'effet escompté, à savoir une diminution de la résorption osseuse.

- Chez l'homme, les avis sont divergents mais plutôt défavorables

Callan et coll. [42] concluent qu'une position sous-gingivale du microgap est en relation directe avec la perte osseuse, du fait de l'accumulation de plaque bactérienne au niveau des interfaces implant-pilier et pilier-prothèse. De même, pour Nentwig GH et coll. [123], la stabilité de la muqueuse péri-implantaire peut être perturbée si la connexion implanto-prothétique se trouve en situation sous-gingivale, souvent le cas quand l'esthétique prime. Une position supra crestale et supra gingivale de la tête de l'implant améliore l'intégration des tissus péri-implantaires, mais pose des problèmes esthétiques pour la réalisation prothétique. Weber et coll. [187] confirment que la perte des composants et une position infra gingivale des gaps entre les composants ont un effet sur la réponse de l'hôte et la santé des tissus mous péri-implantaires.

A l'inverse, Buatois [36] présente un cas clinique avec un résultat esthétique similaire entre deux restaurations céramo-métalliques, l'une sur dent naturelle avec une position sous-gingivale de moins d'1mm du hiatus, et l'autre sur implant avec un sulcus de 1mm. Cependant, ce résultat ne peut qu'être observé et non pris en considération, car les matériels et méthodes ne sont pas mentionnés et il nous est donc impossible d'évaluer la validité de ce cas clinique.

c) Position au niveau de la crête osseuse

- Chez le singe [137], la résorption osseuse péri-implantaire, quand le microgap est à N0, est de  $2,1 \pm 0,29\text{mm}$ , ce qui correspond aux dimensions de l'espace biologique d'une dent naturelle.
- Chez le chien, il se produit une résorption osseuse, sans différence significative par rapport aux autres positions du microgap.

Elle est de 1,57mm pour un microgap situé au niveau de la crête osseuse [85].

La surface de contact os-implant est supérieure (N0 : 53,7% contre N+1mm = : 46,8%, et N-1mm : 49%) [180].

- Chez l'homme, les données semblent plutôt favorables.

\* D'une part, l'étude de Heydenrijk et coll. [89] aboutit à la conclusion que la localisation du microgap au niveau de la crête osseuse ne semble pas avoir d'effets adverses sur la résorption osseuse péri-implantaire au bout de 2 ans pour une population d'édentés totaux de classe V ou VI de Cawood et des implants enfouis.

➔ Classification de CAWOOD [133]

C'est la plus utilisée pour définir la quantité d'os résiduel. Elle distingue 6 situations pré-implantaires.

- Classe I : arcade dentée
- Classe II : post avulsion
- Classe III : crête arrondie, d'une hauteur et d'une épaisseur suffisante
- Classe IV : crête très mince (en « lame de couteau ») mais d'une hauteur suffisante
- Classe V : crête plate, d'une hauteur et d'une largeur insuffisante
- Classe VI : crête de relief inversé avec perte d'os basal

Cette classification doit être adaptée au site d'implantation :

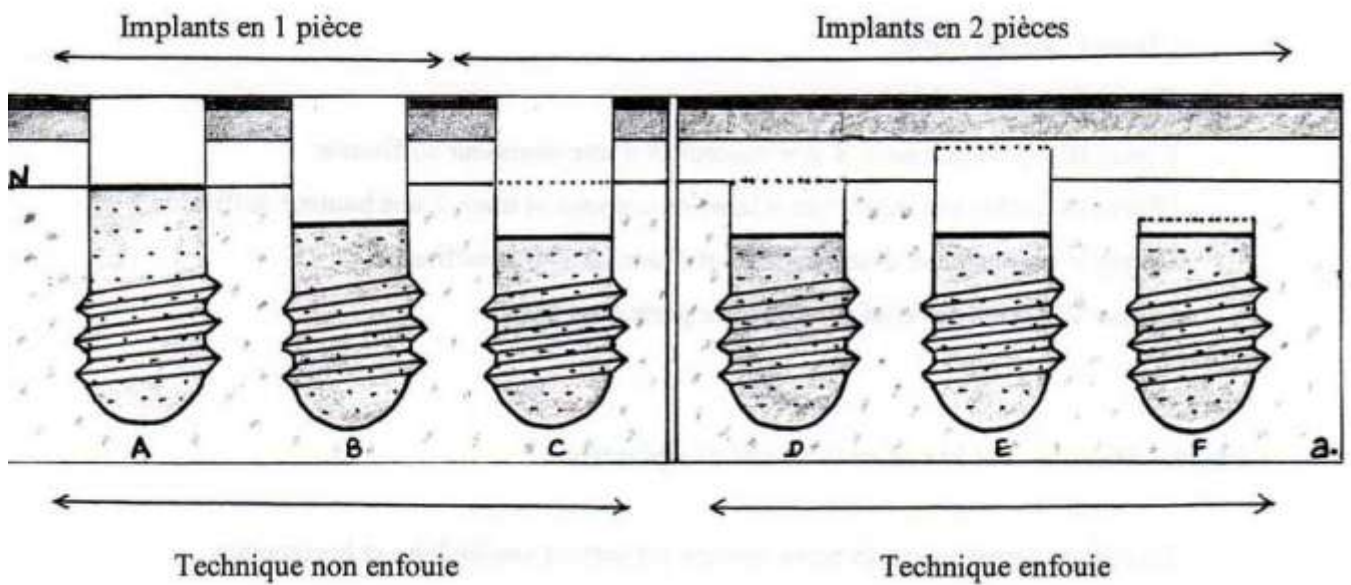
- En région symphysaire, la perte osseuse est surtout vestibulaire et horizontale.
  - En arrière des trous mentonniers, la perte osseuse est plutôt verticale.
  - Au prémaxillaire, la perte osseuse est surtout horizontale et vestibulaire
  - Au maxillaire postérieur, la perte osseuse est surtout horizontale aux dépens du versant palatin
- 
- D'autre part, l'analyse par éléments finis asymétriques de Hansson [80] démontre qu'avec une interface implant-pilier conique située au niveau de l'os marginal, associée à des éléments de rétention au niveau du col de l'implant et avec des valeurs adéquates d'épaisseur de parois implantaires et de module d'élasticité, le taux maximal de contraintes dans l'os résultant d'une charge axiale diminue davantage.

d) Conclusion sur la position du microgap

- Des résultats contradictoires

De nombreux auteurs interprètent les études, notamment celles d'Hermann et coll. (Fig. 40 a et b). Ces derniers concluent que la perte osseuse diminue quand l'interface est déplacée coronairement et qu'elle augmente quand l'interface est déplacée apicalement, ce qui traduit la présence d'une réaction physiologique à l'interface [84].

**Figure 40 Schémas des niveaux osseux péri-implantaires (à J0 : a et à J+6mois : b) autour d'implants en 1 et 2 pièces, avec différentes positions de limite R/L et de microgap.**

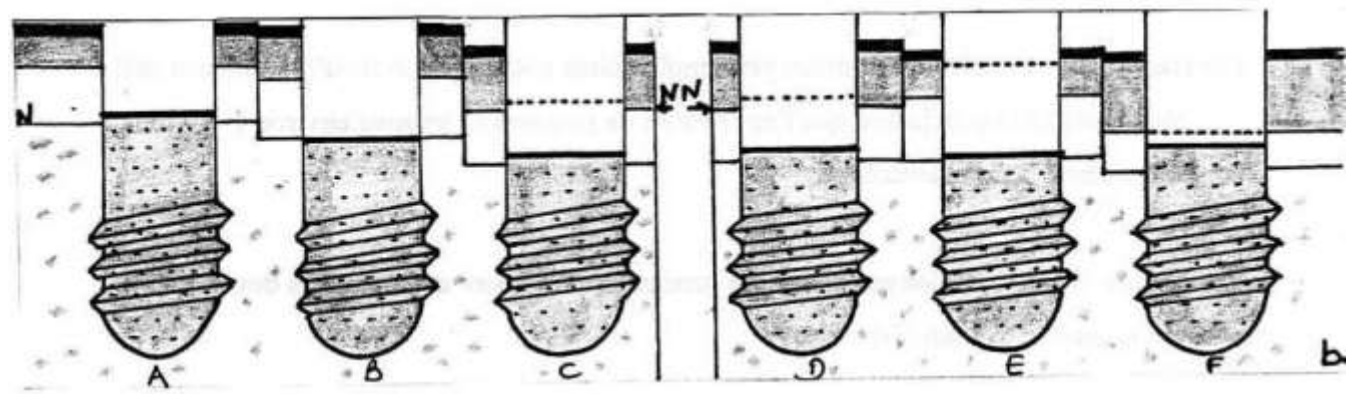


CB

N : niveau de la crête osseuse lors du placement de l'implant  
 — limite R/L  
 .... microgap  
 ■ partie rugueuse de l'implant  
 □ partie lisse de l'implant

■ SD (profondeur du sulcus)  
 ■ JE (épithélium de jonction)  
 □ CTC (contact avec le tissu conjonctif)

- A : R(SLA)= 6mm ; Limite R/L= N0
- B : R= 5mm ; Limite R/L= N-1mm
- C : R= 4,5mm ; Limite R/L= N-1,5mm ; microgap= N0
- D : R= 4,5mm ; Limite R/L= N-1,5mm ; microgap= N0
- E : R= 4,5mm ; Limite R/L= N-1,5mm ; microgap= N+1mm
- F : R= 4,5mm ; Limite R/L= N-1,5mm ; microgap= N-1mm



CB



- Des études biaisées

Les études ne prennent pas en compte certains paramètres, notamment si l'implant est adjacent à une dent ou un autre implant. L'attache épithélio-conjonctive peut se reformer entre un implant et une dent grâce aux fibres conjonctives de la dent adjacente, mais ce n'est pas le cas entre deux implants.

Le placement crestal de l'épaulement implantaire doit être adapté. Idéalement, le plateau implantaire d'un implant Straumann devrait être positionné 1mm apicalement à la ligne de jonction amélo-cémentaire des dents adjacentes (pour des dents sans perte de tissu parodontal), soit 2mm apicalement à la gencive marginale vestibulaire [185], mais qu'en est-il pour des implants contigus ?

D'autre part, la fréquence du contrôle de plaque est différente selon les études ; les implants utilisés n'ont pas strictement les mêmes caractéristiques ; les études sont réalisées essentiellement chez le chien ; il est difficile de contrôler l'absence réelle de mise en charge...

- Une perte osseuse globalement constante, quelle que soit la position du microgap dans le sens vertical

D'après des études chez l'homme et l'animal, la distance entre la jonction implanto-prothétique et la crête osseuse remodelée au bout d'un an est à peu près constante, quelle que soit la position initiale du microgap par rapport au sommet de la crête osseuse, dans le sens vertical. Le platform switching, traité ultérieurement, permet de modifier la localisation de l'infiltrat inflammatoire présent autour du microgap dans le sens horizontal [106].

Les études comparant les tissus mous péri-implantaires notamment celle d'Hermann et coll. [86] aboutissent à la conclusion que l'épithélium de jonction se termine environ 1-1,5mm coronairement à la crête alvéolaire.

Par ailleurs, il existe un nouveau foret qui permet un placement crestal précis des implants à connexion interne Certain (3i) [63].

### 5.2.1.2.1.3 La taille du microgap

Hermann et coll. [88] ont démontré, chez le chien, que le niveau osseux autour des implants en titane en 2 parties non enfouis n'est pas influencé par la taille du microgap.

### 5.2.1.2.1.4 Les possibilités de mouvements entre les différents composants

Le succès à long terme des restaurations unitaires implanto-portées dépend en grande partie, de la stabilité de la connexion entre les composants prothétiques et le corps implantaire [92].

- Le manque d'adaptation au niveau de la jonction implanto-prothétique, source de tension à l'interface os-implant, pourrait modifier la cicatrisation osseuse péri-implantaire [66]. En effet, les micromouvements semblent contribuer à l'inflammation tissulaire et à la fracture de la prothèse [72]. Hermann et coll. [88] ont observé une forte résorption osseuse avec des implants en 2 pièces, même avec le plus petit microgap, du fait des possibilités de mouvement entre les différents composants.
- Une adaptation précise des composants à l'interface diminue le jeu rotationnel, ce qui limite les contraintes exercées sur les vis et sur le col des implants ainsi que le risque de rétention bactérienne [163]. Hermann et coll. [88] ont montré que la soudure au laser empêche les mouvements à l'interface implant-pilier. Des implants soudés à leurs piliers ne présentent pas de signes de perte osseuse (minimes ou indétectables), alors que les implants en deux parties sans soudure présentent une résorption osseuse significativement supérieure.

## 5.2.1.2.2 Facteurs susceptibles de déplacer le joint

### 5.2.1.2.2.1 L'absence d'un dispositif anti-rotationnel

La connexion implant-prothèse joue un rôle prépondérant dans la durée de vie des prothèses, notamment concernant le dévissage, dont le taux est nettement supérieur pour les restaurations unitaires (jusqu'à 44% à 5 ans) que pour les restaurations plurales (5,8% à 5 ans). Par conséquent, la majorité des connexions possède un dispositif anti-rotationnel (octogonal, hexagonal, ou conique) afin d'éviter le dévissage des piliers prothétiques [178].

### 5.2.1.2.2.2 La force de serrage de la connexion implant-pilier

La zone de l'implant la plus sollicitée lors du serrage est la jonction entre le col et le corps de l'implant (d'après Gotusso et coll.) [71]. La force de serrage (vissage), ou couple de torque est fonction du système implantaire, du type d'alliage, et de la forme de la vis [60]. Généralement les valeurs recommandées, afin d'éviter le dévissage des restaurations, sont de 20N.cm pour les restaurations plurales et de 35N.cm pour les restaurations unitaires. Il est important de suivre les recommandations du fabricant, car elles correspondent à une valeur optimale en fonction de la résistance mécanique de la vis et du pas de vis. Cette valeur est contrôlée avec une clé dynamométrique ou un moteur à contrôle de couple [60]. Il est aussi indispensable d'utiliser une vis neuve (en or ou en titane) différente de celle ayant servi aux essayages (généralement en acier) [60], ainsi qu'un dispositif de contre-couple [160].

Gratton et coll. [72] ont étudié les micromouvements et la résistance à la fatigue des vis de connexion lorsqu'elles sont soumises à des forces de torsion. Des vis ayant été serrées avec un couple de force plus faible et inadéquat (16N.cm) présentent plus de micromouvements à l'interface implant-pilier. Des vis ayant été serrées avec le couple de torque maximal (48N.cm) présentent le moins de micromouvements, sans pour autant compromettre le système. L'augmentation des micromouvements pour le groupe de 16N.cm, comparé aux groupes de 32 et 48N.cm, suggère la possibilité de complications cliniques au long terme quand un couple de torque inadéquat (trop faible) est appliqué.

Gotusso et coll. [71] montrent, dans une modélisation mécanique par éléments finis des piliers en céramique, que pour une force occlusale de 50N, le serrage exerce une force verticale qui diminue le soulèvement et le déplacement du pilier, source de contraintes en vestibulaire et en cervical.

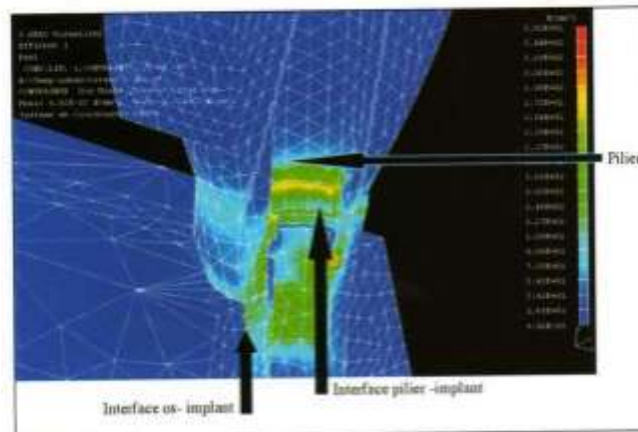
### 5.2.1.2.2.3 Les forces occlusales

Sous l'application d'une charge occlusale, la dent subit une déflexion due à la compression des fibres desmodontales, en fonction des paramètres géométriques de la racine. L'implant ne possède pas de ligament, d'où une transmission directe des contraintes à l'os sous-jacent, en fonction des paramètres géométriques et structuraux de l'implant [138].

Les forces occlusales déclenchent différentes réponses osseuses suivant leur importance, leur caractéristique, leur direction [67].

a) Zones de contraintes (Fig. 41 et 42)

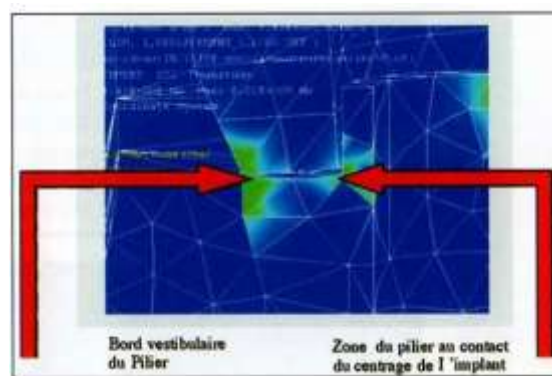
- La région osseuse péri-implantaire la plus sollicitée est la région cervicale (d'après des études par éléments finis), et la composante verticale des contraintes diminue régulièrement de la région cervicale à la région apicale [71,138].
- La zone de l'implant la plus sollicitée par les forces occlusales est le col implantaire, particulièrement en vestibulaire [71].
- Les zones du pilier les plus sollicitées se localisent à l'interface pilier-implant (surtout au niveau du bord vestibulaire), dans la zone de centrage (au niveau des parties vestibulaire et linguale), et dans la zone du pilier en contact avec le bord inférieur de la tête de la vis [71].



**Figure 41 Les contraintes de Von Mises**

Elles sont relevées au niveau de chaque nœud, à l'interface os-implant et pilier-implant.

« Extrait de **Stratégie prothétique** 2006;6(2). Figure 7 p 146 » [71]



**Figure 42 L'interface pilier –implant (partie vestibulaire)**

« Extrait de **Stratégie prothétique** 2006;6(2). Figure 8 p 149 » [71]

Une étude par éléments finis, réalisée sur des implants ITI de diamètre réduit [8], confirme que les forces verticales et obliques s'exercent principalement sur le joint pilier-implant et sur le col de l'implant. Lors de charges verticales, les contraintes de Von Mises se concentrent autour de la connexion pilier-implant, et plus précisément à l'extrémité de la vis, et autour du col de l'implant.

De plus, pour une même force de serrage, la force occlusale exerce des contraintes plus importantes en vestibulaire qu'en lingual, notamment dans la partie médiane de l'implant (d'après Gotusso et coll.) [71].

D'autre part, une force occlusale doublée sur la face vestibulaire triple les contraintes de Von Mises au niveau du col de l'implant - la zone la plus touchée étant la partie la plus coronaire (1<sup>er</sup> noeud) du col - alors qu'elles diminuent vers la partie apicale de l'implant.

b) Axe des forces occlusales

- La charge exercée sur un implant peut être divisée en deux composantes horizontale et verticale (Fig. 43 et 44).

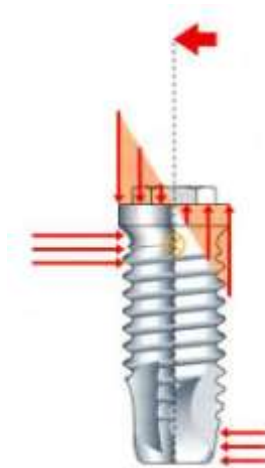
Les composantes axiales des contraintes osseuses sont plus intenses que les composantes horizontales, quelle que soit l'orientation de la charge occlusale [138].

Les contraintes résultant des composantes horizontales et verticales sont à leur taux maximum au niveau du sommet de la crête osseuse et coïncident spatialement. L'association des deux composantes induit un risque de résorption osseuse [80].



**Figure 43 Force axiale**

La contrainte est répartie sur la section et les spires de l'implant.



**Figure 44 Force transversale**

Seules une petite partie de la section et quelques spires contrebalancent la contrainte, d'où des contraintes très fortes dans l'implant et dans l'os.

« Extrait du livre **Esthétique et implantologie : gestion des tissus osseux et péri-implantaires** » de PALACCI (Quintessence International) [131]

- La charge occlusale doit être le plus possible dans l'axe de l'implant.

Les forces les plus nocives sont celles qui accroissent le déplacement du pilier (d'après Gotusso et coll.) [71]. Or, le déplacement rotationnel des composants du système hexagonal externe se produit, *in vitro*, essentiellement avec des forces latérales excentrées, par comparaison avec des forces axiales [100]. Chez le chien, Barbier et coll. [16] avaient remarqué une activité de remodelage osseux supérieure pour des mises en charges non axiales par rapport à des mises en charges axiales, qu'ils avaient attribuée à la composante horizontale des contraintes.

Les forces obliques doublent les contraintes au niveau du col de l'implant [8] et exercent des contraintes péri-implantaires nettement plus intenses que lorsque la force est axiale. L'intensité des contraintes cervicales de traction et compression augmente avec l'inclinaison de la force [138,139].

c) Intensité et durée d'application

- Barbier et coll. [16] ont montré, chez le chien, que le plus fort taux de remodelage osseux coïncide avec les régions ayant subi le taux le plus élevé de contraintes. Les charges excessives dynamiques perpendiculaires à l'axe implantaire peuvent causer une perte osseuse marginale, alors que les charges statiques modérées n'induisent pas de changement concernant la qualité ou la quantité d'os [67].
- Le déplacement du joint augmente considérablement lors de cycles de charges non axiales longs [100].

d) Incidence des charges occlusales sur le déplacement du joint

Les charges occlusales risquent de provoquer des micromouvements et une fatigue du métal des vis de connexion en apparence stables [72].

Moriya et coll. [120] ont démontré que les forces de rotation affectent l'ostéointégration et plus précisément le pourcentage de contact osseux, mais elles n'affectent pas le couple d'arrachement ni la distribution des protéines de la matrice extracellulaire. D'après Akça et coll. [8], les déplacements du joint sous les charges sont négligeables. Gratton et coll. [72] ont observé une ouverture maximale du joint à l'interface implant-pilier (17 $\mu$ m) avec un couple de torque de 16N.cm et des charges de 130N.

D'autre part, l'augmentation de la force verticale exercée par le serrage de la vis atténue les forces occlusales (d'après Gotusso et coll.) [71], et il est actuellement admis que si les forces occlusales sont réparties de façon uniforme sur les implants, il n'y a pas de résorption osseuse péri-implantaire [8].

La jonction implanto-prothétique d'une prothèse vissée est probablement imparfaite, car des déformations se produisent à l'interface implant-pilier suivant le cycle de mise en charge. Si la connexion implant-pilier est réorientée ou remplacée, il est probable que les surfaces déformées ne puissent plus se rapprocher, cette déformation altérant le joint avec les composants remplacés.



Mais en réalité, bien que le cycle de mise en charge entraîne des déformations mineures du joint, il n'y a pas de différence significative au niveau de la jonction implanto-prothétique quand les piliers usés sont remplacés par des piliers usinés [83].

e) Recommandations

- Equilibration occlusale

L'équilibration occlusale doit aboutir à une composante des forces de mastication dans la direction de l'implant, dans le cas de reconstitutions implanto-portées. En effet, l'implant résiste très bien aux forces axiales, mais relativement mal aux forces latérales. Etant donné qu'il ne possède pas de ligament alvéolo-dentaire et qu'il est ankylosé, aucune adaptation fonctionnelle n'est possible [60].

- Une mise en charge immédiate

Une mise en charge immédiate serait bénéfique par ostéoadaptation [66] et son succès tient à deux facteurs : la stabilité primaire des implants dans un os de bonne densité, et le maintien de cette stabilité lors de la mise en fonction.

Avantages :

- Gain de temps
- Guidage de la cicatrisation osseuse et contrôle des forces occlusales
- Limitation des micromouvements grâce à une connexion rigide entre les piliers implantaires d'où une meilleure ostéointégration.

#### 5.2.1.2.2.4 Le problème de la flexibilité mandibulaire

Une prothèse fixée implanto-portée ne peut être parfaitement adaptée en bouche à cause des variations dimensionnelles de la mandibule lors de l'ouverture buccale (De Marco les a quantifiées en 1974). Il y a une contraction moyenne de la distance entre les deux branches montantes de la mandibule de  $0,78 \pm 0,05\text{mm}$  lors d'une ouverture buccale maximale ; mais les variations dimensionnelles lors de l'ouverture buccale n'ont aucune incidence en dessous de 28% d'ouverture.

Il est donc recommandé d'effectuer les empreintes bouche à moitié fermée avec un PEI et en relâchant les muscles [66].

D'autre part, la division du bridge est intéressante pour le définitif, mais à proscrire pour le provisoire. Un bridge complet génère des forces de tension, qui sont compensées par le potentiel d'adaptation du ligament parodontal sur des dents naturelles, mais qui peuvent être sources de fractures de la suprastructure prothétique, d'inconforts ou douleurs sur des implants [66].

Les reconstitutions avec des éléments en extension (cantilever) doivent être limitées car la résorption osseuse augmente sur l'implant mésial qui supporte l'extension, et plus celle-ci est longue, plus la résorption est importante [17].

#### 5.2.1.2.2.5 Le diamètre du pilier implantaire

Hoyer et coll. [92] ont démontré que le diamètre du pilier implantaire n'a aucune influence sur la stabilité du joint implanto-prothétique. En effet, l'interface implanto-prothétique des piliers UCLA de 3,75mm et de 6,0mm présente une ouverture du joint similaire après les cycles de mise en charge.

#### 5.2.1.2.2.6 Altérations de surface de l'interface implanto-prothétique

Même de faibles altérations de surface de l'interface pilier-implant affectent considérablement les propriétés de fatigue de l'interface implanto-prothétique sur des piliers UCLA. Des retouches au laboratoire en vue de corriger certains défauts seraient nuisibles [92].

#### 5.2.1.2.3 Percolation du joint

L'espace entre la partie interne de l'implant et le milieu buccal est source de percolation bactérienne, notamment de bactéries anaérobies [178]. L'accumulation de plaque bactérienne au niveau de la limite R/L des implants, de l'interface implant-pilier et de l'interface pilier-prothèse semble un facteur d'échec implantaire [42]. La plaque bactérienne semble être le facteur étiologique principal impliqué dans les mucosites et péri-implantites [20].

##### a) La plaque bactérienne

- Composition de la plaque bactérienne

Il n'y a pas de différence significative concernant la composition de la plaque bactérienne autour des dents et des implants, mais entre les patients édentés totaux et les patients partiellement édentés avec des dents ou des implants. Les dents servent de réservoir pour la colonisation bactérienne d'implants en titane placés dans la même cavité orale.

Les conditions sont donc beaucoup plus favorables chez les patients édentés totaux que chez les patients édentés partiellement, de par l'absence de pathogènes parodontaux.

- Réaction tissulaire en fonction du contrôle de plaque

- Dans de bonnes conditions d'hygiène orale, la différence entre les tissus péri-implantaires et péri-dentaires repose essentiellement sur la direction et la densité des trousseaux de fibres de collagène.

- En l'absence d'hygiène orale, les tissus péri-implantaires et péri-dentaires sont caractérisés par une diminution du contenu en fibres de collagène et une augmentation de la densité de cellules inflammatoires. La densité en fibroblastes est la principale différence entre les tissus inflammés dento- et implanto-gingivaux. Elle est identique dans les tissus péri-implantaires inflammés, alors qu'elle diminue nettement dans les tissus péri-dentaires inflammés par rapport aux tissus péri-dentaires sains.

En dépit de ces différences, les tissus péri-implantaires et péri-dentaires ont une réaction similaire à la formation de plaque, à la fois en qualité et en quantité [187].

## b) Colonisation bactérienne

- La présence de bactéries est le résultat de la contamination des composants de l'implant et du pilier, pendant la 1<sup>ère</sup> et/ou la 2<sup>nde</sup> étape de la pose de l'implant, et/ou de la transmission de bactéries à partir de l'environnement oral pendant la fonction [134].
- D'une part, le microgap au niveau de la jonction implant-pilier est perméable [145]. Il est colonisé par des bactéries - telles que *P. gingivalis* (dès 24h) qui est impliqué dans les péri-implantites [144], et essentiellement par des cocci [145] - qui survivent, prolifèrent et constituent un réservoir à l'intérieur de l'implant [144].

En terme de quantité, il n'y a pas de différences significatives concernant le pourcentage d'accumulation bactérienne ni entre les sites antérieurs et postérieurs, ni entre le maxillaire et la mandibule [43].

En terme de qualité, des taux modérés à élevés de bactéries parodontopathogènes sont observés au niveau des surfaces internes d'implants IAI enfouis en deux parties. Les microbes colonisent ces surfaces en 25j après la découverte et le placement du pilier de cicatrisation [43].

Les bactéries ne colonisent pas le filetage de la vis des piliers de cicatrisation [43] mais il semblerait que l'extrémité apicale de la vis de pilier soit contaminée [145].

- D'autre part, il existerait un transfert des bactéries de la denture résiduelle vers les implants [43].
  
- Des études complémentaires doivent être réalisées.

Persson et coll. [134] n'ont établi aucune relation entre le type et la longueur du pilier, la stabilité du pilier, la perte osseuse et le type et le nombre de bactéries.

De nombreux auteurs admettent que la perméabilité bactérienne expliquerait la présence de l'infiltrat inflammatoire dans les tissus péri-implantaires, au niveau de l'interface implant-pilier des systèmes implantaires en deux parties [149], et serait en rapport avec le remodelage de la crête osseuse et la santé au long terme des tissus péri-implantaires [64,162].

Hermann et coll. [86] ont établi le rapport entre la perméabilité du joint implanto-prothétique et l'infiltrat inflammatoire, car ils ont observé des signes d'inflammation minimales pour les implants en une pièce (sans microgap) et des degrés d'inflammation modérés à sévères pour les implants en deux parties (avec microgap).

Il reste donc à déterminer si la percolation bactérienne du joint est réellement en rapport avec la résorption osseuse marginale observée après mise en charge, afin de perfectionner les systèmes de connexion [178].

- Il est important de minimiser la présence de bactéries à l'intérieur et autour de la jonction implant-pilier [64]. Cependant, même chez des patients avec une très bonne hygiène orale, chez qui la contamination bactérienne est donc limitée, Rimondini a observé [149] une percolation bactérienne au niveau de l'interface implant-pilier. De même, Hermann et coll. [86] rapportent différents degrés d'inflammation péri-implantaire malgré la combinaison méticuleuse d'un contrôle de plaque mécanique et chimique 3 fois par semaine.

La gutta percha n'est pas efficace pour rendre hermétique l'interface implant-pilier et prévenir la colonisation bactérienne à l'intérieur de l'implant [144].

Rimondini [149] a démontré qu'un dispositif de nettoyage permet d'y remédier en limitant la contamination. Un joint implant-pilier de forme conique a une herméticité démontrée face à l'invasion bactérienne *in vitro* [64].

### c) Comparaison entre les systèmes implantaires vissés et scellés en terme de perméabilité du joint

Les systèmes implantaires scellés offrent de meilleurs résultats en terme de perméabilité aux fluides et aux bactéries comparés aux systèmes implantaires vissés [136]. Le gap au niveau de la connexion implant-pilier est inférieur dans les systèmes scellés par rapport aux systèmes vissés : 2-7 $\mu\text{m}$  contre 7 $\mu\text{m}$  (*in vitro*) [136] ou 40 $\mu\text{m}$  contre 60 $\mu\text{m}$  (*in vivo*, cependant dans cette étude réalisée sur des implants retirés chez l'homme pour diverses raisons, la taille des microgap est relativement variable et nettement supérieure aux valeurs observées *in vitro* [162]).

- Dans les systèmes vissés, le microgap à l'interface implant-pilier et le filetage interne de l'implant sont colonisés par les fluides et les bactéries [136,162]. Dans certaines zones, le titane s'est détaché de la surface et du filetage interne de l'implant, et le contact entre le filetage de l'implant et celui du pilier est limité [162].
- Dans les systèmes scellés, le joint est hermétique à la pénétration de fluides et de bactéries : il n'y a aucune bactérie au niveau du microgap ni dans la partie interne de l'implant [162]. Le gap et tous les vides internes sont toujours complètement comblés par du ciment de scellement [136,162].

### d) Rapport entre infection et destruction tissulaire

Bien que la composition de la plaque bactérienne [20] et de l'infiltrat inflammatoire [187] soient identiques dans les sites dentaires et implantaires, sains ou pathologiques, la destruction tissulaire péri-implantaire semble plus prononcée que la destruction péri-dentaire, mais d'autres facteurs interviennent dans l'échec implantaire [20].

Pourtant, Weber et coll. [187] affirment, chez l'homme, que la gingivite autour d'implants ostéointégrés est bien contrôlée immunologiquement et représente une condition stable.

#### e) Complications des tissus mous péri-implantaires

Les deux principales complications des tissus mous péri-implantaires sont l'hyperplasie gingivale et les fistules. La prolifération gingivale apparaît dans des conditions d'hygiène orale défavorables ; et les fistules se retrouvent essentiellement au niveau de la connexion implant-pilier [187].

### 5.2.1.3 Conclusion

- Le niveau osseux péri-implantaire change de manière significative selon certaines conditions.
- Le remodelage osseux ne dépend pas du délai de mise en charge ni de la technique chirurgicale (extraction implantation immédiate, technique enfouie ou non) (chez le singe [137] et chez l'homme [87,89]).
- Le niveau osseux dépend de la limite R/L de l'implant en 1 pièce, et de la localisation du microgap entre l'implant et le pilier prothétique dans une configuration en 2 pièces. Les raisons de la réaction à la présence du microgap ne sont pas connues mais les mouvements entre le pilier et l'implant, additionnés à la contamination bactérienne semblent influencer la résorption de la crête osseuse [86].
- Berglundh et Lindhe [22] ont démontré qu'une épaisseur minimale de gencive était nécessaire sans quoi il se produit une résorption osseuse.

Baumgarten et coll. [18] recommandent de placer l'implant au niveau de la crête osseuse, si la hauteur des tissus mous et l'espace interarcade sont suffisants, ou bien sous la crête s'ils sont insuffisants.

- Lazzara et Porter [106] suggèrent que les facteurs contrôlant le niveau de l'os crestal péri-implantaire sont, par ordre d'importance :
  - 1- Une hauteur de tissus mous minimale de 3mm, nécessaire à la formation d'un espace biologique hermétique sans perte d'os crestal
  - 2- La position de l'infiltrat inflammatoire du pilier (II/Pi) et sa proximité à l'os crestal
  - 3- La topographie de surface de l'implant

### 5.2.2 CONSEQUENCE ESTHETIQUE : LA PAPILLE INTERDENTAIRE

L'aménagement papillaire constitue un défi esthétique. Il varie en fonction de plusieurs paramètres cliniques [20] :

- Le sommet de la crête osseuse sous-jacente
- Le biotype parodontal
- La distance entre la crête osseuse et le contact interdentaire
- La distance entre les dents adjacentes et les implants (ou entre 2 implants)
- La forme des dents adjacentes
- Les techniques chirurgicales de préservation et de régénération



- Distance mésio-distale

Palacci et Ericsson [131] évaluent la distance nécessaire de part et d'autre du pilier implantaire à un minimum de 1,5 à 2mm entre une dent et un implant (soit une largeur mésio-distale minimum de 7mm pour un implant standard unitaire) et de 3mm entre deux implants.

- Distance verticale

Tarnow et coll. [176] ont montré, sur dents naturelles, qu'il existe un rapport entre la possibilité de régénération papillaire et la distance entre la position du point de contact interdentaire et le sommet de la crête osseuse sous-jacente (d) :

- Quand  $d < 5\text{mm}$ , la possibilité de régénération papillaire est de 100%.
- Quand  $d < 6\text{mm}$ , elle est de 56%
- Quand  $d$  est supérieure ou égale à 7mm, elle est de 27%.

Salama et coll. [158] ont défini 3 classes de hauteur osseuse interproximale (HOI) en rapport avec la prévisibilité de reformation papillaire. Le meilleur pronostic correspondrait à la classe 1 HOI, soit à une distance de 4-5mm. Mais la situation la plus favorable est celle d'un implant situé entre 2 dents naturelles et non à proximité d'un autre implant.

La gestion des papilles doit prendre en considération le festonnage osseux; et une morphologie du col implantaire adaptée aux contours gingivaux et osseux interproximaux serait, d'après Buatois [36], souhaitable.

- Facteur temps

Jemt [93] a montré l'importance du facteur temps dans la maturation et la régénération papillaire : 58% des papilles ont retrouvé une morphologie en harmonie avec les dents adjacentes entre 1 à 3 ans.

## **5.3 CAS PARTICULIER : LE PLATFORM SWITCHING**

### **5.3.1 DEFINITION DU CONCEPT « PLATFORM SWITCHING »**

Le platform switching est un concept basé sur des observations cliniques et radiographiques, qui consiste à utiliser des composants prothétiques de diamètre inférieur au col implantaire, pour limiter la résorption osseuse péri-implantaire. Le déport de la connexion prothétique vers le centre de l'implant déplace l'infiltrat inflammatoire vers le centre donc l'éloigne de la crête osseuse, ce qui limite le remodelage osseux [18]. La localisation de la jonction implant-pilier semble donc jouer un rôle primordial dans la localisation de la crête osseuse [49].

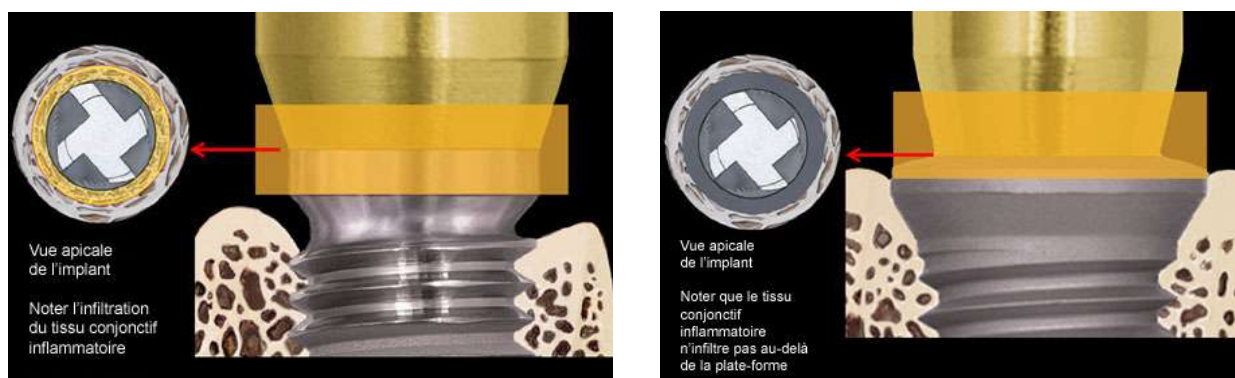
Le platform switching est le fruit d'une découverte fortuite. En effet, en 1991, une analyse a rapporté la diminution voire l'absence de résorption osseuse autour du col implantaire sur des implants Implant Innovations 3i de large diamètre (5 et 6mm), mis en charge avec des piliers prothétiques de diamètre standard (4,1mm) [49,106].

- L'implant Certain Prevail (3i) (Fig. 48)

Il a été développé dans le but de faciliter la pratique du platform switching. Baumgarten et coll. [18] ont observé, sur les implants Certain Prevail, que la résorption osseuse péri-implantaire pouvait être réduite ou éliminée, en utilisant des composants prothétiques de diamètre inférieur au col implantaire. Cependant, les résultats de cette étude n'isolent pas le concept du platform switching comme seul responsable de ce succès. En effet, cet implant n'a pas seulement un design adapté au platform switching ; il possède aussi un état de surface rugueux Osseotite, qui donne de meilleurs résultats que les surfaces usinées, et un col élargi qui améliore l'ostéointégration, le comblement de l'alvéole et la stabilité primaire.

### 5.3.2 INCIDENCE SUR L'ESPACE BIOLOGIQUE

Lorsque les diamètres du pilier implantaire et du col implantaire sont les mêmes, les deux pièces sont dans le prolongement l'une de l'autre. L'utilisation d'un composant prothétique de diamètre inférieur déporte la connexion prothétique vers le centre de l'implant, augmente la distance qui sépare l'os périphérique de la base du pilier, et évite la migration apicale du niveau osseux vers la 1<sup>ère</sup> spire car le tissu conjonctif inflammatoire (TCI) au niveau de la jonction implanto-prothétique se situe à un niveau plus coronaire [49].



« La jonction implant-pilier conventionnelle expose l'os à l'Infiltration du Conjonctif Inflammatoire (ICT). »

« L'implant Certain PREVAÏL retient le tissu conjonctif inflammatoire sur sa plateforme, diminuant potentiellement le remodelage. »

**Figure 45 Comparaison de la jonction implant-pilier entre un implant conventionnel et l'implant Certain Prevail**

« Extrait du catalogue **BIOMET 3i™** Certain Prevail » [28]

Lazzara et Porter [106] apportent une justification biologique aux observations faites avec le platform switching.

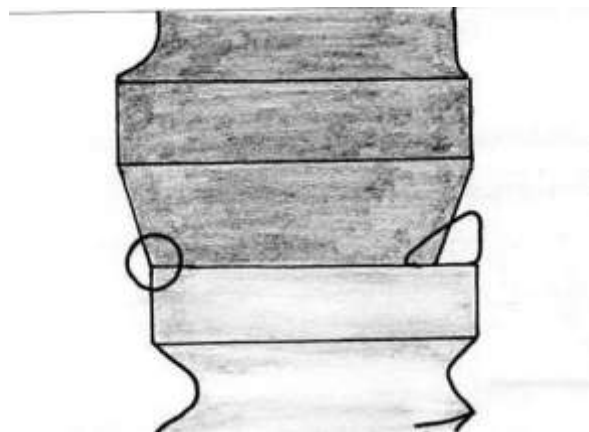
- Ericsson et coll. [68] ont observé deux types de lésions inflammatoires dans les tissus mous péri-implantaires :
  - L'infiltrat inflammatoire « associé à la plaque » (II/P)
  - L' « infiltrat inflammatoire du pilier » (II/Pi), infiltrat cellulaire d'environ 1,5 mm de hauteur et 0,5mm de largeur en rapport avec la JIP

L'os crestal est toujours séparé de la base de l'infiltrat inflammatoire du pilier par 1 mm de tissu conjonctif.

- Le décalage horizontal vers l'intérieur de l'interface implant-pilier aurait deux conséquences :
  - Une diminution de la résorption de l'os crestal nécessaire grâce à l'augmentation de la surface exposée sur la plateforme implantaire.

Le pilier Ankylos, par exemple, a une forme conique qui laisse, au niveau du plateau prothétique de l'implant, un espace disponible pour un « comblement » osseux physiologique au-dessus du sommet implantaire.

- Une réduction de l'effet résorbant de l'II/Pi sur les tissus mous et l'os crestal, grâce à une exposition et un confinement réduits de l'II/Pi.



CB

**Figure 46 L' « infiltrat inflammatoire du pilier » (II/Pi)**

Le platform switching repositionne l'II/Pi dans une zone d'exposition supérieure ou égale à 90° par rapport aux tissus durs et mous, au lieu de 180° avec des composants de diamètre identique.

### 5.3.3 INDICATIONS

Le platform switching trouve une indication particulière dans le secteur antérieur où l'esthétique s'impose. En effet, la résorption osseuse péri-implantaire se traduit par une récession des tissus mous.



**Figure 47 Comparaison entre deux implants Osseotite (avec et sans platform switching)**

L'os crestal s'est repositionné au niveau de la 1<sup>ère</sup> spire sur l'implant en site de 25, alors qu'il s'est stabilisé au niveau du col de l'implant en site de 26, celui-ci étant muni d'un pilier de diamètre inférieur.

« Extrait du catalogue **BIOMET 3i™** Certain Prevail » [28]

« Dans le secteur antérieur, la stabilité de l'os au niveau du col implantaire représente une des clés du succès en implantologie orale » (Chiche) [49]. Le platform switching semble respecter l'espace biologique, en augmentant la distance entre la crête osseuse et la jonction pilier-implant, d'où un déport de la zone de tissu conjonctif inflammatoire à un niveau plus coronaire et médian.

### 5.3.4 CONCLUSION

Le platform switching pourrait diminuer voire prévenir la résorption osseuse péri-implantaire la 1<sup>ère</sup> année de fonction de l'implant. Chiche [63] précise que ces conclusions ont été communiquées avant l'exposé des résultats, car une ostéolyse réduite autour du col des implants traités par platform switching a été observée radiographiquement depuis 1994.

Ce concept est facilement applicable aux implants 3i sans avoir besoin d'un composant spécifique car les implants de 4, 5, 6mm de diamètre sont munis du même hexagone externe, de même que les implants Certain des mêmes diamètres ont la même connexion interne.

Le platform switching semble un procédé prometteur source de bénéfice clinique et esthétique, facile à mettre en œuvre, mais il serait intéressant de l'isoler d'autres facteurs potentiels de succès, quant à l'absence ou du moins la diminution de résorption osseuse péri-implantaire, pour prouver réellement son efficacité, à long terme.

Mais en réalité, ce concept n'est pas nouveau. L'implant Ankylos présente un design implantaire qui intègre le concept du platform switching, à savoir une connexion de type cône morse avec un pilier conique qui libère la plateforme prothétique implantaire et repositionne l'infiltrat inflammatoire dans une zone d'exposition  $< 90^\circ$ . Or, cet implant est utilisé depuis de nombreuses années. Morris et coll. [120] ont observé un excellent taux de survie à 6 ans, sans complication significative ou inexplicée ; et ils ont conclu que le design implantaire de l'implant Ankylos était adapté à la restauration des fonctions masticatrice et esthétique de patients édentés.

## CONCLUSION

Le succès d'une restauration prothétique implanto-portée s'appuie sur différents paramètres difficiles à évaluer, du fait de la multiplicité des systèmes existant sur le marché.

Les études, récentes, sont nombreuses sur ce sujet. Chaque fabricant d'implant s'appuie toujours sur une publication mettant en valeur un taux de succès exceptionnel de son produit. D'une part, les études sont réalisées dans des conditions très différentes (chez l'animal, chez l'homme ; *in vitro*, *in vivo* ; sur des implants différents ; sur des durées différentes ; avec plusieurs paramètres interférant à la fois ; avec des critères de succès différents). D'autre part, elles ne présentent pas non plus toutes le même niveau de preuve (échantillons réduits, critères d'inclusion et de succès discutables, durée de suivi réduite) et les résultats sont parfois contradictoires. L'analyse critique est donc complexe.

Néanmoins, il est possible faire ressortir différents éléments :

En premier lieu, concernant la biocompatibilité, le titane et la zircone sont les deux matériaux permettant actuellement la meilleure intégration tissulaire. On peut préconiser un corps implantaire en titane, avec un col en titane voire en zircone, et un pilier en zircone ; mais les propriétés mécaniques de la zircone doivent encore être améliorées.

Ensuite, le corps implantaire doit comporter un état de surface rugueux. La surface TiOblast est celle qui a le plus de recul clinique actuellement, mais les nouvelles surfaces SLA et SLActive semblent prometteuses. L'état de surface du col implantaire et du pilier reste un sujet de controverse, mais on considère, à ce jour, qu'une surface lisse est préférable pour éviter l'accumulation de plaque bactérienne.

De plus, un implant vissé avec un col micro-fileté, large, court, légèrement conique, muni d'un pilier anatomique améliore l'ostéointégration.

D'autre part, le succès à long terme des restaurations unitaires implanto-portées dépend en grande partie de la stabilité de la connexion entre les composants prothétiques et le corps implantaire. Le cône morse assure une excellente liaison mécanique, mais il est techniquement difficile à manipuler ; quant à l'hexagone externe, il disparaît au profit de l'hexagone interne. On peut recommander une vis de fixation, avec un couple de serrage adéquat et suffisant, un dispositif de contre-couple, une interface implant-pilier usinée, et une limite juxta-gingivale. La prothèse supra-implantaire, si elle est fixée, sera de préférence scellée, mais avec une encoche linguale.

Par ailleurs, il existe un infiltrat inflammatoire en regard de la connexion implant-pilier qui serait à l'origine de la résorption osseuse de 1-1,5mm qui se produit la 1ère année de mise en fonction. Face aux implants en deux parties avec un microgap, sont apparus les implants en une partie sans microgap. La réaction osseuse péri-implantaire dépend de la localisation du microgap (implants en deux parties) ou de la limite rugueux-lisse (implants en deux parties) par rapport au sommet de la crête osseuse. Si l'influence de la position du microgap dans le sens vertical peut être remise en question, sa position dans le sens horizontal semble prometteuse. En effet, le platform switching permet de déplacer l'infiltrat inflammatoire vers le centre, donc de l'éloigner de la crête osseuse.

« Dans le secteur antérieur, un enfouissement optimal est souvent recherché pour optimiser le rendu esthétique. Pour contourner le risque de laisser paraître du métal au niveau des limites marginales et de disposer d'une masse suffisante de tissu dans les zones interproximales, il est habituel d'enfouir l'implant au maximum dans l'os et d'aménager les tissus mous de façon à disposer d'une hauteur supracrestale excessive. Cette démarche tend à créer des poches péri-implantaires profondes et à augmenter le risque infectieux » [24].

Quoiqu'il en soit, une hauteur de tissus mous de 3mm au minimum est indispensable, afin de respecter l'espace biologique.

Si dans ce travail, nous tentons d'évaluer la valeur de chacun des paramètres et leur incidence sur l'intégration osseuse et muqueuse, ces paramètres doivent être considérés globalement du fait de leurs effets interactifs sur la résorption osseuse.



## REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

**1. ABOU KHALIL S et PINSARD D.**

Piliers implantaires usinés pour prothèses scellées.  
Stratégie Prothétique 2001;1(2):125-135.

**2. ABRAHAMSSON I, BERGLUNDH T, GLANTZ PO et coll.**

The mucosal attachment at different abutments. An experimental study in dogs.  
J Clin Periodontol 1998;25(9):721-727.

**3. ABRAHAMSSON I, BERGLUNDH T, LINDER E et coll.**

Early bone formation adjacent to rough and turned endosseous implant surfaces. An experimental study in the dog.  
Clin Oral Implants Res 2004;15(4):381-392.

**4. ABRAHAMSSON I et BERGLUNDH T.**

Tissue characteristics at microthreaded implants: an experimental study in dogs.  
Clin Oral Implant Dent Rel Res 2006;8(3):107-113.

**5. ABRON A, HOPFENSBERGER M, THOMPSON J et coll.**

Evaluation of a predictive model for implant surface topography effects on early osseointegration in the rat tibia model.  
J Prosthet Dent 2001;85(1):40-52.

**6. ABULIUS R et JAKUBOWICZ-KOHNEN B.**

Le fraisage en prothèse implantaire.  
Stratégie Prothétique 2006;6(4):291-305.

**7. ADELL R, LEKHOLM U, ROCKLER B et coll.**

A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw.  
Int J Oral Surg 1981;10:387-416.

**8. AKCA K, CEHRELI MC et IPLIKCIOGLU H.**

Evaluation of the mechanical characteristics of the implant-abutment complex of a reduced-diameter Morse-taper implant. A nonlinear finite element stress analysis.  
Clin Oral Implants Res 2003;14(4):444-454.

**9. ALBREKTSSON T, ZARB GA, WORTHINGTON P et coll.**

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

**10. ALBREKTSSON T et SUL YT.**

Les implants oxydés : perspective d'avenir ?  
Réal Clin 2002;13(4):329-337.

**11. ALBREKTSSON T et WENNERBERG A.**

Oral implant surfaces: Part 2- review focusing on clinical knowledge of different surfaces.  
Int J Prosthodont 2004;17(5):544-564.

**12. ASTRA TECH France (Laboratoire)**

Microthread™ - éléments rétentifs au col de l'implant.

<http://www.astratech.com/PrintPageContainer.aspx?Item=199841&PrinterFriendly...>

**13. ASTRAND P, ENGQUIST B, DAHLGREN S et coll.**

Astra Tech and Bränemark system implants: a 5-year prospective study of marginal bone reactions.

Clin Oral Implants Res 2004;**15**(4):413-420.

**14. BALLESTER FERRANDIS JF, BOUILLARD F, CORREA CASTELO S et coll.**

Connexion Dent-Implant. Etude multi-centrique sur implants Biotech®.

Implantologie 2005;**3**(1):33-44.

**15. BALSHI T, HERNANDEZ R, PRYSLAK M et coll.**

A comparative study on one implant versus two replacing a single molar.

Int J Oral Maxillofac Implants 1996;**11**:400-408.

**16. BARBIER L, SLOTEN JV, KRZESINSKI et coll.**

Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of dogs.

J Oral Rehabil 1997;**25**(11):847- 858.

**17. BARTOLUCCI EG et MANGANO C.**

Réussir les implants dentaires

Paris : Masson, 2006.

**18. BAUMGARTEN H, COCCHETTO R, TESTORI T et coll.**

A new implant design for crestal bone preservation: Initial observations and case report.

Pract Proced Aesthet Dent 2005;**17**(10):735-740.

**19. BENETIERE PO.**

Réponse osseuse à des implants en titane en charge ou non dont l'état de surface est sablé et mordancé : une étude histomorphométrique sur mandibule de chien.

Implantodontie 2004;**13**(3):198-199.

Analyse de : COCHRAN DL et coll. Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a histometric study in the canine mandible. J Biomed Mater Res 1998;**40**(1):1-11.

**20. BENNANI V et BAUDOIN CA.**

Esthétique et profil d'émergence en implantologie. Guide clinique.

Paris : CdP, 2000.

**21. BERGLUNDH T, LIDHE J, ERICSSON I et coll.**

The soft tissue barrier at implants and teeth.

Clin Oral Implant Res 1991;**2**(2):81-90.

**22. BERGLUNDH T et LINDHE J.**

Dimension of the periimplant mucosa. Biological width revisited.

J Clin Periodontol 1996;**23**(10):971-973.

**23. BERT M.**

Complications et échecs en implantologie.  
Paris : CdP, 2004.

**24. BERT M, MISSIKA P et GIOVANNOLI JL.**

Gestion des complications en implantologie.  
Paris : Quintessence International, 2005.

**25. BIANCHI AE, BOSETTI M, DOLCI G et coll.**

In vitro and in vivo follow-up of titanium transmucosal implants with zirconia collar.  
J Appl Biomater Biomech 2004;**2**:143-150.

**26. BINON PP.**

Evolution et évaluation de deux interfaces d'implant à ajustement avec serrage.  
Postgraduate Dent 1996;**3**(1):3-13.

**27. BIOMET 3i™ (Laboratoire)**

Osseotite® Certain® internal connection system (OSSEOTITE Certain Brochure).  
<http://www.3i-online.com/English/Multi-Media/index.cfm>

**28. BLANCHET E.**

Implantodontie 2004;**13**(3) : 201-202

Analyse de :

- MEREDITH N et coll. Quantitative determination of stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. Clin Oral Impl Res 1996;**7**:261-267.
- FRIEBERG et coll. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20-month clinical study. Int J Oral Maxillofac Surg 1999;**28**:297-303.
- SENNERBY L. et MEREDITH N. Diagnostic de la stabilité d'un implant par l'analyse de sa fréquence de résonance. Implant 1999;**5**(2):93-100.

**29. BLANES RJ.**

L'influence du rapport hauteur couronne/longueur implant sur la résorption osseuse crestale dans les segments postérieurs des maxillaires. Une étude prospective sur 10 ans.

Thèse N° 646 Genève 2006. Université de Genève. Section de Médecine Dentaire. Division de Prothèse Conjointe et d'Occlusodontie.

<http://www.unige.ch/cyberdocuments/theses2006/BlanesR/these.pdf>

**30. BLOCK MS, DELGA DO A et FONTENOT MG.**

The effect of diameter and length of hydroxyl-apatite-coated dental implants on ultimate pullout force in dog alveolar bone.

J Oral Maxillofac Surg 1990;**48**:174-178.

**31. BOMSTEIN MM, SCHMID B, BELSER UC et coll.**

Early loading of non-submerged titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a 5-year results of prospective study in partially edentulous patients.

Clin Oral Implants Res 2005;**16**(6):631-638.

**32. BOTICELLI D, BERGLUNDH T, PERSSON LG et coll.**

Bone regeneration at implants with turned or rough surfaces in self-contained defects. An experimental study in the dog.

J Clin Periodontol 2005;**32**(5):448-455.

**33. BRÄNEMARK PI, ADELL R, BREINE U et coll.**

Intraosseous anchorage of dental prostheses: experimental studies.

Scand J Plast Reconstr Surg 1969;**3**:81-100.

**34. BREEDING LC, DIXON DL, BOGACKI MT et coll.**

Use of luting agents with an implant system: Part I.

J Prosthet Dent 1992;**68**:737-741.

**35. BRYANT SR et ZARB GA.**

Crestal bone loss proximal to oral implants in older and younger adults.

J Prosthet Dent 2003;**89**(6):589-597.

**36. BUATOIS H.**

Prothèse implantaire, prothèse sur dent naturelle : une conception identique ?

Stratégie Prothétique 2003;**3**(1):29-37.

**37. BUSER D, SCHENK RK, STEINMANN S et coll.**

Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs.

J Biomed Mater Res 1991;**25**:889-902.

**38. BUSER D, NYDEGGER T, HIRT HP et coll.**

Removal torques values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs.

Int J Oral Maxillofac Implants 1998;**13**:611-619.

**39. BUSER D, MERICSKE-STERN R, DULA K et coll.**

Clinical experience with one-stage, non submerged dental implants.

Adv Dent Res 1999;**13**:153-161.

**40. BUSER D, BROGGINI N, WIELAND M et coll.**

Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface.

J Dent Res 2004;**83**(7):529-533.

**41. BYUNG-HO CHOI.**

Periodontal ligament around titanium implants using cultured periodontal ligament cells a pilot study.

Int J Oral Maxillofac Implants 2000;**15**:193-196.

**42. CALLAN DP, O'MAHONY A et COBB CM.**

Loss of crestal bone around dental implants : a retrospective study.

Implant Dent 1998 ;**7**(4):258-266.

**43. CALLAN DP, COBB CM et WILLIAMS KB.**

DNA probe identification of bacteria colonizing internal surfaces of the implant-abutment interface : a preliminary study.

J Periodontol 2005;**76**(1):115-120.

**44. CARLSSON L, RÖSTLUND T, ALBREKTSSON B et coll.**

Removal torques for polished and rough titanium implants.

Int J Oral Maxillofac Implants 1988;**3**(1):21-24.

**45. CARLSSON L, RÖSTLUND T, ALBREKTSSON B et coll.**

Implant fixation improved by close fit: cylindrical implant-bone interface studied in rabbits. Acta Orthop Scand 1988;**59**(3):272-275.

**46. CEHRELI MC, AKCA K, IPLIKCIOGLU et coll.**

Dynamic fatigue resistance of implant-abutment junction in an internally notched morse-taper oral implant : influence of abutment design.

Clin Oral Implants Res 2004;**15**(4):459.

**47. CHEHROUDI B, GOULD TRL et BRUNETTE DM.**

The role of connective tissue in inhibiting epithelial downgrowth on titanium-coated percutaneous implants.

J Biomed Mater Res 1992;**26**(4):493-515.

**48. CHEYLAN JM et ARCHIEN C.**

Biocompatibilité des métaux, alliages et céramiques dentaires.

Réal Clin 2005;**16**(2):169-186.

**49. CHICHE FA.**

Espace biologique implantaire et esthétique. Le concept de « Platform switching ».

J Parodontol Implantol Orale 2005;(Hors Série):30-36.

**50. CHUN HJ, SHIN HS, HAN CH et coll.**

Influence of the implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis.

Int J Oral Maxillofac Implants 2006;**21**(2):195-202.

**51. COCHRAN DL.**

Evaluation of an endosseous titanium implant with a sandblasted and acid-etched surface in the canine mandible radiographic results.

Clin Oral Implants Res 1996;**7**(3):225-240.

**52. COCHRAN DL, HERMANN JS, SCHENK RK et coll.**

Biologic width around titanium implants. A histomorphometric analysis of the implanto-gingival junction around unloaded and loaded non-submerged implants in the canine mandible.

J Periodontol 1997;**68**(2):186-197.

**53. COCHRAN DL.**

The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI Dental Implant System: a consensus report.

Clin Oral Implants Res 2000;**11**(Suppl.):33-58.

**54. COCHRAN DL, BUSER D, TEB BRUGGENKATE CM et coll.**

The use of reduced healing times on ITI implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: Early results from clinical trials on ITI® SLA implants.  
Clin Oral Implants Res 2002;**13**(2):144-153.

**55. CORBET EF et DAVIES WI.**

Consensus report. Implant therapy II.  
Ann Periodontol 1996;**1**:816-820.

**56. CRUBEZY E, MURAIL P, GIRARD L et coll.**

False teeth of the roman world.  
Nature 1998;**391**(1):29.

**57. CRUZ M, LOURENCO AF, TOLEDO EM et coll.**

Finite element stress analysis of cuneiform and cylindrical threaded implant geometries.  
Technol Health Care 2006;**14**(4/5):421-438.

**58. DARIO LJ, CUCCHIARO PJ et DELUZIO AJ.**

Electronic monitoring of dental implant osseointegration.  
J Am Dent Assoc 2002;**133**(4):483-490.

**59. DAVARPANA M, MARTINEZ H, KEBIR M et coll.**

Manuel d'implantologie clinique. Collection JPIO.  
Paris : CdP, 1999.

**60. DAVARPANA M, JAKUBOWICZ-KOHEN B, CARAMAN M et coll.**

Les implants en odontologie. Memento.  
Paris : CdP, 2004.

**61. DAVIES JE et HOSSEINI MM.**

Mechanisms of endosseous integration.  
Int J Prosthodont 1998;**11**(5):391-401.

**62. DEGORCE T.**

Le positionnement implantaire.  
Stratégie Prothétique juin 2003;**3**(3):167-207.

**63. DEGORCE T et CHICHE F.**

Le système implantaire 3i. Guide clinique. Chirurgie et prothèse.  
Paris : CdP, 2005.

**64. DIBART S, WARBINGTON M, SU MF et coll.**

In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal : the locking taper system.  
Int J Oral Maxillofac Implants 2005;**20**(5):732-737.

**65. DISS A, NGUYEN Y, CHARBIT Y et coll.**

La mise en charge immédiate des restaurations implanto-portées dans le traitement de l'édenté complet mandibulaire. 1<sup>ère</sup> partie : analyse de la littérature et facteurs de réussite chirurgicaux.  
Implantodontie 2005;**14**(2):71-80.

**66. DISS A, NGUYEN Y, CHARBIT Y et coll.**

La mise en charge immédiate des restaurations implanto-portées dans le traitement de l'édenté complet mandibulaire. 2<sup>ème</sup> partie : description de deux protocoles cliniques et facteurs de réussite prothétiques.

Implantodontie 2005;**14**(2):81-89.

**67. DUYCK J, NAERT I, RONOLD HJ et coll.**

The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study.

Clin Oral Implants Res 2001;**12**(3):207-218.

**68. ERICSSON I, PERSSON LG, BERGLUNDH T et coll.**

Different types of inflammatory reactions in peri-implant soft tissues.

J Clin Periodontol 1995;**22**:255-261.

**69. FROEHLI E.**

Les nouveaux états de surface implantaire. Intérêts et perspectives.

Implantodontie 2004;**13**(3):195-197.

Analyse de : COOPER LF et coll. La formation d'une matrice minéralisée par les ostéoblastes sur des surfaces de titane usiné, soufflé à l'oxyde de titane ou recouvert de plasma de titane. Int J Oral Maxillofac Implants 1999;**14**(1):37-47.

**70. GERMANIER Y, TOSATTI S, BROGGINI N et coll.**

Enhanced bone apposition around biofunctionalized sandblasted and acid-etched titanium implant surfaces. A histomorphometric study in miniature pigs.

Clin Oral Implants Res 2006;**17**(3):251-257.

**71. GOTUSSO T, SANTONI, FABRE A et coll.**

Modélisation mécanique par éléments finis des piliers en céramique en prothèse ostéointégrée.

Stratégie Prothétique 2006;**6**(2):141-152.

**72. GRATTON DG, AQUILINO SA et STANFORD CM.**

Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface.

J Prosthet Dent 2001;**85**(1):47-52.

**73. GRAVES SL, JANSEN CE, SIDDIQUI AA et coll.**

Wide diameter implant : indications, considerations and preliminary results over two-year period.

Aust Prosthet J 1994;**8**:31-37.

**74. GUEUDRY J et MOINARD M.**

Le système Ankylos et les restaurations implantaire esthétiques.

Stratégie Prothétique 2004;**4**(4):285-295.

**75. HAMMERLE CH, BRAGGER U, BURGIN W et coll.**

The effect of subcrestal placement of the polished surface of ITI implants on marginal soft and hard tissues.

Clin Oral Implants Res 1996;**7**(2):111-119.

**76. HANGGI MP, HANGGI DC, SCHOOFIELD JD et coll.**

Crestal bone changes around titanium implants. Part I: A retrospective radiographic evaluation in humans comparing two non-submerged implant designs with different machined collar lengths. J Periodontol 2005;**76**(5):791-802.

**77. HANISCH O et DINKELACKER W.**

L'implant festonné : un concept biologique. Stratégie Prothétique 2003;**3**(3):209-217.

**78. HANSSON S et NORTON M.**

The relation between surface roughness and interfacial shear strength for bone-anchored implants. A mathematical model. J Biomech 1999;**32**:829-836.

**79. HANSSON S.**

The implant neck : smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach. Clin Oral Implants Res 1999;**10**(5):394-405.

**80. HANSSON S.**

A conical implant-abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone. An axisymmetric finite element analysis. Clin Oral Implants Res 2003;**14**(3):286-293.

**81. HANSSON S et WERKE M.**

The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. J Biomech 2003;**36**(9):1247-1258.

**82. HARTMAN GA et COCHRAN DL.**

Initial implant position determines the magnitude of crestal bone remodeling. J Periodontol 2004;**75**(4):572-577.

**83. HECKER DM, ECKERT SE et CHOI YG.**

Cyclic loading of implant-supported prostheses: Comparison of gaps at the prosthetic-abutment interface when cycled abutments are replaced with as-manufactured abutments. J Prosthet Dent 2006;**95**(1):26-32.

**84. HERMANN JS, BUSER D, SCHENK RK et coll.**

Biologic width around titanium implants. A physiologically formed and stable dimension over time. Clin Oral Implants Res 2000;**11**(1):1-11.

**85. HERMANN JS BUSER D, SCHENK RK et coll.**

Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible. J Periodontol 2000;**71**(9):1412-1424.



**86. HERMANN JS, BUSER D, SCHENK RK et coll.**

Biologic width around one- and two-piece titanium implants: A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible.  
Clin Oral Implants Res 2001;**12**(6):559-571.

**87. HERMANN JS, SCHOOFIELD JD, NUMMIKOSKI PV et coll.**

Crestal bone changes around titanium implants: a methodologic study comparing linear radiographic with histometric measurements.  
Int J Oral Maxillofac Implants 2001;**16**(4): 475-485.

**88. HERMANN JS, SCHOOFIELD JD, SCHENK RK et coll.**

Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible.  
J Periodontol 2001;**72**(10):1372-1383.

**89. HEYDENRIJK K, RAGHOEBAR GM, MEIJER HJ et coll.**

Clinical and radiologic evaluation of 2-stage IMZ implants placed in a single-stage procedure: 2-year results of prospective comparative study.  
Int J Oral Maxillofac Implants 2003;**18**(3):424-432.

**90. HIMMLOVA L, DOSTALOVA T, KACOVSKY A et coll.**

Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis.  
J Prosthet Dent 2004;**91**(1):20-25.

**91. HOLT RL, ROSENBERG MM, ZINSER PJ et coll.**

L'implant à plate-forme festonnée : concept biologique.  
Parodont Dent Rest 2002;**22**(5):473-481.

**92. HOYER SA, STANFORD CM, BURANADHAM S et coll.**

Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants.  
J Prosthet Dent 2001;**85**(6):599-607.

**93. JEMT T.**

Regeneration of gingival papillae after single-implant treatment.  
Int J Periodont Rest Dent 1997;**17**:326-333.

**94. JHUGROO SK.**

Une perte plus importante des implants Bränemark dans de l'os de type IV.  
Implantodontie 2004;**13**(3):201.

Analyse de : JAFFIN RA et BERMAN CL. The excessive loss of Bränemark fixtures in type IV bone a 5-year analysis. J Periodontol 1991;**62**(1): 2-4.

**95. JOLY JC, DE LIMA AF et DA SILVA RC.**

Clinical and radiographic evaluation of soft and hard tissue changes around titanium implants: a pilot study.  
J Periodontol 2003;**74**(8):1097-1103

**96. KASEMO B et LAUSMAA J.**

Metal selection and surface characteristics.

In: Bränemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, eds. Tissue Integrated Protheses Osseointegrated in clinical dentistry.

Paris: CdP, 1985:99-116.

**97. KHANG W, FELDMAN S, HAWLEY CE et coll.**

A multi-center study comparing dual acid-etched and machined-surfaced implants in various bone qualities.

J Periodontol 2001;**72**(10):1384-1390.

**98. KHAYAT PG et PEUCH-LESTRADE GR.**

Mesure de la stabilité immédiate de 61 implants Screw-Vent coniques par analyse de la fréquence de résonance.

Rev Odontostomatol 2004;**33**(1):3-15.

**99. KHRAISAT A, STEGAROIU R, NOMURA S et coll.**

Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs.

J Prosthet Dent 2002;**88**(6):604-610.

**100. KHRAISAT A, BAGAIN ZH, SMADI L et coll.**

Abutment rotational displacement of external hexagon implant system under lateral cyclic loading.

Clin Implant Dent Relat Res 2006;**8**(2):96-99.

**101. KIM SK, LEE HN, CHOI YC et coll.**

Effects of anodized oxidation or turned implants on bone healing after using conventional drilling or trabecular compaction technique: histomorphometric analysis and RFA.

Clin Oral Implants Res 2006;**17**(6):644-650.

**102. LACROIX P, LABORDE G, LAURENT M et coll.**

Modelage et transfert des formes de contour gingivales péri-implantaires.

Stratégie Prothétique 2004;**4**(3):215-225.

**103. LAGUILHOMIE A.**

Les nouveaux états de surface implantaires. Intérêts et perspectives.

Implantodontie 2004;**13**(3):191-192.

Analyse de : HELSINGEN L et LYBERG T. Comparative surface analysis and clinical performance studies - of Bränemark implants and related clones. j.o.m.1994;**9**(4):422-430.

**104. LANG LA, MAY KB et WANG RF.**

The effect of the use of a counter-torque device on the abutment –implant complex.

J Prosthet Dent 1999;**81**:411-417.

**105. LANG LA, SIERRAALTA M, HOFFENSPERGER M et coll.**

Evaluation of the precision of fit between the Procera custom abutment and various implant systems.

Int J Oral Maxillofac Implants 2003;**18**(5):652-658.

**106. LAZZARA RJ et PORTER SS.**

Platform switching : un nouveau concept implantaire de contrôle des niveaux osseux après mise en charge.

Parodont Dent Rest 2006;**26**(1):9-17.

**107. LE GALL MG, LAURET JF et PICQ PG.**

Occlusion et fonction : une approche clinique rationnelle. Collection JPIO.

Paris : CdP, 2002:107-109.

**108. LE GALL MG, SAADOUN AP et LE GALL N.**

Vers un implant universel. Analyse d'un prétendant : Le Swiss-Plus conique.

Implantologie 2005;**3**(1):59-73.

**109. LENORMAND F.**

La stabilisation des prothèses complètes mandibulaires avec les attachements rotules du système Klockner.

Implantologie 2005;**3**(1):47-51.

**110. LIOUBAVINA-HACK, LANG NP et KARRING T.**

Significance of primary stability for osseointegration of dental implants.

Clin Oral Implants Res 2006;**17**(3):244-250.

**111. MACHTEI EE, OVED-PELEG E et PELED M.**

Comparison of clinical, radiographic and immunological parameters of teeth and different dental implant platforms.

Clin Oral Implants Res 2006;**17**(6):658-665.

**112. MAEYEMA H, SAWASE T, JIMBO R et coll.**

Retentive strength of metal copings on prefabricated abutments with five different cements.

Clin Implant Dent Relat Res 2005;**7**(4):229-234.

**113. MAHIAT Y.**

La zircone : cette méconnue.

Stratégie Prothétique 2006;**6**(1):55-65.

**114. MANSOUR A, ERCOLI C, GRASER G et coll.**

Comparative evaluation of casting retention using the ITI solid abutment with six cements.

Clin Oral Implants Res 2002;**13**(4):343-348.

**115. MAURIN AC, FROMENTAL R, CANTALOUBE D et coll.**

Etude de la colonisation par des ostéoblastes humains de métaux poreux à base de nitinol ou de tantale dans un modèle de culture cellulaire tridimensionnelle.

Implantodontie 2005;**14**:44-50.

**116. MATSUSHITA Y, KITO HM, MIZUTA K et coll.**

Two-dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants : diameter effects on stress distribution.

J Oral Implantol 1990;**16**:6-11.

**117. M.I.S. France (Laboratoire)**

Implant Mis Seven.

<http://cidemeeting.com/mis/mis.htm>

**118. MISSIKA P, BENHAMOU-LAVNER A et KLEINFINGER-GOUTMANN I.**

Accéder à l'implantologie. Collection JIPO.

Paris: CdP, 2003.

**119. MORIYA K, MARUO Y et MINAGI S.**

Does rotational strain at screw tightening affect the attainment or maintenance of osseointegration?

Clin Oral Implants Res 2006;**17**(4):451-458.

**120. MORRIS HF, OCHI S, CRUM P et coll.**

AIRG, Part I: A 6-year multicentered, multidisciplinary clinical study of a new and innovative implant design.

J Oral Implantol 2004;**30**(3):125-133.

**121. NASATZKY E, GULTCHIN J et SCHWARTZ Z.**

The role of surface roughness in promoting osteointegration.

Refuat Hapeh Vehashinayim 2003;**20**(3):8-19.

**122. NEDIR R, BISCHOT M, VASQUEZ L et coll.**

A five-year life analysis on wide neck ITI implants with prosthetic evaluation and radiographic analysis: results from a private practice.

Clin Oral Implants Res 2006;**17**(6):679-686.

**123. NENTWIG GH, ROMANOS G et STRATE J.**

Potential biologique du joint transmuqueux autour des implants enfouis.

Alternatives 1999;**3**.

**124. NIKOLIDAKIS D, VAN DEN DOLDER J, WOLKE JGC et coll.**

The effect of platelet-rich plasma (PRP) on the bone healing around cap coated and non-coated oral implants in trabecular bone.

Tissue Engineering 2006;**12**(9):2555-2563.

**125. NISAND D et RENOARD F.** Implants courts *versus* greffes osseuses sous-sinusiennes : étude clinique rétrospective.

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

**126. NORTON MR.**

An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butted joint interface in implant design.

Clin Oral Implants Res 1997;**8**:290-298.

**127. NORTON MR.**

An in vitro evaluation of the strength of a 1-piece and 2-piece conical abutment joint in implant design.

Clin Oral Implants Res 2000;**11**(5):458.

**128. OGAWA T et NISHIMURA I.**

Different bone integration profiles of turned and acid-etched implants associated with modulated expression of extracellular matrix genes.

Int J Oral Maxillofac Implants 2003;**18**(2):200-210.

**129. OH TJ, YOON J et MISCH CE et coll.**

The causes of early bone loss: myth or science?

J Periodontol 2002;**73**(3):322-333.

**130. O'SULLIVAN D, SENNERBY L et MEREDITH N.**

Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study.

Clin Implant Dent Rel Res 2000;**2**(2):85-92.

**131. PALACCI P et ERICSSON I.**

Esthétique et implantologie : gestion des tissus osseux et péri-implantaires.

Paris:Quintessence International, 2001.

**132. PALDINO P.**

Formation osseuse directe sur des implants en titane sablés : une étude expérimentale

Implantodontie 2004;**13**(3):193-194.

Analyse de : PIATELLI A et coll. Direct bone formation on sand-blasted titanium implants: an experimental study. Biomaterials 1996;**17**(10):1015-1018.

**133. PERISSE J, BERNEDE A, BARES M et coll. (Centre de recherche Atoll)**

Concepts occlusodontologiques utilisés en implantologie.

<http://www.membres.lycos.fr/atollimplant/occluso.htm>

**134. PERSSON LG, LEKHOLM U, LEONHARDT A et coll.**

Bacterial colonisation on internal surfaces of Brånemark system implant components.

Clin Oral Implants Res 1996;**7**(2):90-95.

**135. PETRIE CS et WILLIAMS JL.**

Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest.

Clin Oral Implants Res 2005;**16**(4):486-494.

**136. PIATELLI A, SCARANO A, PAOLANTONIO et coll.**

Fluids and microbial penetration in the internal part of cemented-retained versus screw-retained implant-abutment connections.

J Periodontol 2001;**72**(9):1146-1150.

**137. PIATELLI A, VRESPA G, PETRONE G et coll.**

Role of the microgap between implant and abutment: a retrospective histologic evaluation in monkeys.

J Periodontol 2003;**74**(3):346-352.

**138. PIERRISNARD L, AUGEREAU D et BARQUINS M.**

Analyse comparative par méthode des éléments finis des contraintes osseuses induites par des implants de géométries variées. 1<sup>ère</sup> partie : influence relative du diamètre et de la longueur des implants.

Implant 2000;6(1):23-34.

**139. PIERRISNARD L, AUGEREAU D et BARQUINS M.**

Analyse comparative par méthode des éléments finis des contraintes osseuses induites par des implants de géométries variées. 2<sup>ème</sup> partie : influence relative de la longueur et de l'orientation des implants.

Implant 2000;6(2):93-105.

**140. PIMENTA J, ROHRER M, CASTRO F et coll.**

Titanium and osteointegration: preliminary study.

Oklahoma Dent Assoc J 1995;68(1):1-5.

**141. POITRAS Y et BENKO Y.**

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

Réal Clin 2002;13(4):367-376.

**142. POURDIEU M et RENOUARD F.**

Analyse de la perte osseuse autour des implants de large diamètre : technique chirurgicale en un temps. Etude prospective sur 59 implants consécutifs MK II WP Nobel Biocare.

Rev Odontostomatol (Paris) 2002;31(1):45-54.

**143. PRISCO R, MORGANO SM et D'AMATO S.**

New abutment for a screw-retained, implant-supported crown.

J Prosthet Dent 2001;85(1):30-33.

**144. PROFF P, STEINMETZ I, BAYERLEIN T et coll.**

Bacterial colonisation of interior implant threads with and without sealing.

Folia Morphol (Warsz) 2006;65(1):75-77.

**145. QUIRYNEN M et VAN STEENBERGHE D.**

Bacterial colonisation on the internal part of two-stage implants. An in vivo study.

Clin Oral Implants Res 1993;4(3):158-161.

**146. RANGERT B.**

Biomechanical considerations when choosing a platform.

Nobel Biocare Glob Forum 1996;10(4):4.

**147. RIGAL I.**

Les nouveaux états de surface implantaires. Intérêts et perspectives.

Implantodontie 2004;13(3):194-195.

Analyse de :

- WENNERBERG A. Rugosité de surface des implants dentaires : mesures, évaluation, résultats expérimentaux. Implant 2001;7(4):281-289.
- IVANOFF CJ et coll. Histologic evaluation of the bone integration of TiO<sub>2</sub> blasted and turned titanium micro-implants in humans. Clin Oral Implants Res 2001;12(2):128-134.

**148. RIMONDINI L, FARE S, BRAMBILLA E et coll.**

The effect of surface roughness on early in vivo plaque colonization on titanium.  
J Periodontol 1997;**68**(6):556-562.

**149. RIMONDINI L, MARIN C et BRUNELLA F.**

Internal contamination of a 2-component implant system after occlusal loading and provisionally luted reconstruction with or without a washer device.  
J Periodontol 2001;**72**(12):1652-1657.

**150. RIMONDINI L, CERRONI L, CARASSI A et coll.**

Bacterial Colonization of Zirconia Ceramic Surfaces. An in vitro and in vivo study.  
Int J Oral Maxillofac Implant 2002;**17**(6):793-798.

**151. RIPARI M, RIPARI F, MAGGIORE C et coll.**

Bone healing improved thanks to the sandblasted/ acid-etched surface.  
Italian J Osseointegration August 2002;**2**:1.

**152. ROMANOS GE, SCHROTER-KERMANI C, WEINGART D et coll.**

Healthy human periodontal versus peri-implant gingival tissues an immunohistochemical differentiation of the extracellular matrix.  
Int J Oral Maxillofac Implants 1995;**10**:750-758.

**153. ROMANOS GE et NENTWIG GH**

Single molar replacement with a progressive thread design implant system: a retrospective clinical report.  
Int J Oral Maxillofac Implants 2000;**15**:831-836.

**154. ROMPEN E et DOMKEN O.**

Biocompatibilité des implants dentaires.  
Réal Clin 2005;**16**(2):187-195.

**155. RUPP F, SCHEIDELER L, OLSHANSKA et coll.**

Enhancing surface free energy and hydrophilicity trough chemical modification of microstructured titanium implant surfaces.  
J Biomed Mater Res 2006;**76A**(2):323-334.

**156. SAFARTI E, RADIGUET J et HARTE J.**

Adaptation prothétique sur piliers dentaires et piliers implantaires. Influence du parallélisme et de la configuration.  
Actual Odontostomatol (Paris) 1994;**186**:185-200.

**157. SAINT-PIERRE JP, GAUTHIER M, LEFEBVRE LP et coll.**

Three-dimensional growth of differentiating MC3T3-E1 pre-osteoblasts on porous titanium scaffolds.  
Biomaterials 2005;**26**:7319-7328.

**158. SALAMA H, SALAMA MA, GARBER D et coll.**

The interproximal height of bone : a guidepost to predictable aesthetic strategies and soft tissue contours in anterior tooth replacement.  
Pract Periodont Aesthet Dent 1998;**10**:1131-1141.

**159. SALVI GE, GALLINI G et LANG NP.**

Early loading (2 or 6 weeks) of sandblasted and acid-etched (SLA) ITI ® implants in the posterior mandible: a 1-year randomized controlled clinical trial.

Clin Oral Implant Res 2004;**15**(2):142-149.

**160. SAMAMA Y et OLLIER J.**

Réussir la prothèse céramo-céramique et implantaire. Système Procera.

Paris : Quintessence International, 2002.

**161. SAVANE S, N'DINDIN AC, N'DINDIN GC et coll.**

Artefacts induits par les matériaux de reconstruction odonto-stomatologiques : cas du titane.

Odontostomatol Trop 2001;**95**:33-37.

**162. SCARANO A, ASSENZA B, PIATELLI M et coll.**

A 16-year study of the microgap between 272 human titanium implants and their abutments.

J Oral Implantol 2005;**31**(6):269-275.

**163. SCHITTLY J et RUSSE P.**

Les implants Spline. Chirurgie et prothèse.

Paris: CdP, 2002.

**164. SCHLIEPHAKE H, WICHMANN M, DONNERSTAG F et coll.**

Imaging of periimplant bone levels of implants with buccal bone defects- A radiographic and histometric accuracy study.

Clin Oral Implants Res 2003;**14**:193-200.

**165. SCHROEDER A, VAN DER ZYPEN E, STICH H et coll.**

The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces.

J Maxillofac Surg 1981;**9**:15-25.

**166. SCHWARZ F, SAGER HM, WIELAND M et coll.**

Bone regeneration in dehiscence-type defects at chemically modified (SLActive®) and conventional SLA titanium implants: a pilot study in dogs.

J Clin Periodontol 2007;**34**:78-86.

**167. SENDAX VI.**

Communication personnelle. Réponse tissulaire de la crête osseuse aux implants de 4 mm revêtus d'HA comparés à ceux de 3,25 mm de diamètre. Académie d'Ostéointégration 1992.

**168. SERF (Laboratoire)**

EVL : Evolution.

<http://www.serf.fr/pdf/dentaire/EVL%20implant.pdf>

**169. SI-WOON P, ROMBERG EE, SIEGEL S et coll.**

Ceramic implant abutments : Cutting efficiency and resultant surface finish by diamond rotary cutting instruments.

J Prosthet Dent 2006;**95**(6):444-449.



**170. SOS IMPLANT DENTAIRE ET IMPLANTDENT.NET.**

Histoire des implants dentaires 1994.

<http://www.implantdent.net/>

**171. STOCK M et GEHRKE P.** (Laboratoire DENTSPLY FRIADENT)

Underlying mechanisms of endosseous integration at the material-biosystem interface.

FRIADENT® CELLplus Implant Surface 2003.

[http://www.friadent.de/media/cms/addon/addon\\_pdf/pdf\\_2c8c0fb8aa68c712a60759ad5cea0f9d.pdf](http://www.friadent.de/media/cms/addon/addon_pdf/pdf_2c8c0fb8aa68c712a60759ad5cea0f9d.pdf)

**172. SUL YT, JOHANSSON C, WENNERBERG et coll.**

Optimum surface properties of oxidized implants for reinforcement of osseointegration : surface chemistry, oxide thickness, porosity, roughness, and crystal structure.

Int J Oral Maxillofac Implants 2005;**20**(3):349-359.

**173. SUL YT, JOHANSSON C et ALBREKTSSON T.**

Which surface properties enhance bone response to implants? Comparison of oxidized magnesium, TiUnite, and Osseotite implant surface.

Int J Prosthodont 2006;**19**(4):319-328.

**174. SZMUCKLER-MONCLER S, SALAMA H, REINGEWIRTZ Y et coll.**

Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface review of experimental literature.

J Biomed Mater Res 1998;**43**:192-203.

**175. TANDLICH M, REIZMAN P et SHAPIRA L.**

The incidence of marginal bone loss and failure rate of MIS internal hex implants bearing different types of prosthesis. A long-term retrospective analysis.

News 2006;**17**:1-2.

**176. TARNOW DP, MAGNER AW et FLETCHER P.**

The effect of distance from the contact point to crest of bone on the presence or absence of the interproximal dental papillae.

J Periodontol 1992;**63**:995-996.

**177. TESTORI T, SZMUCKLER-MONCLER S, FRANCETTI L et coll.**

Mise en charge immédiate d'implants Osseotite cas clinique et examen histologique 4 mois après la mise en fonction.

Parodont Dent Rest 2001;**21**(5):451-459.

**178. THERY L.**

La connexion implantaire interne ou externe ?

Inf Dent 2006;**88**(25):1467-1470.

**179. THOMAS K et COOK S.**

An evaluation of variables influencing implant fixation by direct bone apposition.

J Biomed Mater Res 1985;**19**:875-901.

**180. TODESCAN FF, PUSTIGLIONI FE, IMBRONITO AV et coll.**

Influence of the microgap in the peri-implant hard and soft tissues: a histomorphometric study in dogs.

Int J Oral Maxillofac Implants 2002;**17**(4):467-472.

**181. VAN STEENBERGHE D et QUIRYNEN M.**

Reproducibility and detection threshold of peri-implant diagnostics.

Adv Dent Res 1993;**7**(2):191-195.

**182. VIGOLO P, FONZI F, MAJZOUB Z et coll.**

An in vitro evaluation of titanium, zirconia, and alumina Procera abutments with hexagonal connection.

Int J Oral Maxillofac Implants 2006;**21**(4):575-580.

**183. VIGOLO P, GIVANI A, MAJZOUB Z et coll.**

A 4-year prospective study to assess peri-implant hard and soft tissues adjacent to titanium versus gold-alloy abutments in cemented single implant crowns.

J Prothodont 2006;**15**(4):250-256.

**184. WARRER K, BUSER D, LANG NP et coll.**

Plaque induced perimplantitis in the presence or absence of keratinized mucosa an experimental study in monkeys.

J Clin Oral Implants Res 1995;**6**:131-138.

**185. WATZAK G, ZECHNER W, BUSENLECHNER D et coll.**

Radiological and clinical follow-up of machined- and anodized-surface implants after mean functional loading for 33 months.

Clin Oral Implants Res 2006;**17**(6):651-657.

**186. WEBER HP, BUSER D, DONATH K et coll.**

Comparison of healed tissues adjacent to submerged and non-submerged unloaded titanium dental implants. A histometric study in beagle dogs.

Clin Oral Implants Res 1996;**7**(1):11-19.

**187. WEBER HP et COCHRAN DL.**

The soft tissue response to osseointegrated dental implants.

J Prosthet Dent 1998;**79**(1):79-89.

**188. WENNERBERG A.**

Bone tissue response to commercially pure titanium implants blasted with fine and coarse particles of aluminium oxide.

Int J Oral Maxillofac Implants 1996;**11**(1):38-45.

**189. WENNERBERG A et ALBREKTSSON T.**

Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces.

Int J Oral Maxillofac Implants 2000;**15**:331-344.

**190. WENNSTROM JM, BENGZIF F et LE KHOLM U.**

The influence of the masticatory mucosa on the peri-implant soft tissue condition.

Clin Oral Implants Res 1994;**5**:1-8.

**191. WONG M, EULENBERGER J, SCHENK J et coll.**

Effect of surface topology on the osseointegration of implant materials in trabecular bone.  
J Biomed Mater Res 1995;**29**:1567-1575.

**192. ZANI ML**

Mesures mécaniques. La mesure de rugosité? Quelques normes...et plusieurs dizaines de paramètres.  
Mesures 758. 2003 :59-63.

**193. ZHAO G, SCHWARTZ Z, WIELAND M et coll.**

High surface energy enhances cell reponse to titanium substrate microstructure.  
J Biomed Mater Res 2005;**74A**(1):49-58.

**194. ZHAO G, ZINGER O, SCHWARTZ Z et coll.**

Osteoblast-like cells are sensitive to submicron-scale surface structure.  
Clin Oral Implants Res 2006;**17**(3):258-264.

**195. ZIMMER DENTAL (Laboratoire)**

Système d'implants Swiss-Plus : Catalogue produits.

[http://www.zimmerdental.fr/admin/docs/catalogue\\_swissplus.pdf](http://www.zimmerdental.fr/admin/docs/catalogue_swissplus.pdf)

**196. ZIMMER DENTAL (Laboratoire)**

Les implants Spline.

<http://www.zimmerdental.fr/home.php?pg=1.1.4.1>

Catalogue produits : [http://www.zimmerdental.fr/admin/docs/catalogue\\_spline.pdf](http://www.zimmerdental.fr/admin/docs/catalogue_spline.pdf)

**197. ZITZMANN NU, ABRAHAMSSON I, BERGLUNDH T et coll.**

Soft tissue reactions to plaque formation at implant abutments with different surface topography.  
J Clin Periodontol 2002;**29**(5):456-461.

## TABLE DES ILLUSTRATIONS

Figure 1 Instrument de mesure de RFA et transducteur .....	10
Figure 2 Variations temporelles de RF et de stabilité de l'implant .....	11
Figure 3 Cicatrisation osseuse.....	14
Figure 4 Comparaison entre espaces biologiques péri-dentaires et péri-implantaires.....	15
Figure 5 L'espace biologique péri-implantaire .....	16
Figure 6 Classification de la qualité osseuse.....	23
Figure 7 Le taux de succès implantaire.....	23
Figure 8 Surface lisse .....	66
Figure 9 Surface rugueuse.....	67
Figure 10 Microstructure de la surface Osseotite.....	74
Figure 11 Implant cylindrique (1).....	92
Figure 12 Implant transgingival .....	94
Figure 13 Implant à col évasé (1).....	95
Figure 14 Morphologie du col implantaire .....	97
Figure 15 Implant conique à hexagone externe (a) ou à connexion interne (b).....	98
Figure 16 Implant Ankylos : filetage variable .....	102
Figure 17 Etude en photo-élasticimétrie .....	102
Figure 18 Profil Micro Thread (Astra Tech).....	103
Figure 19 L'implant Swiss-Plus conique (Zimmer Dental).....	104
Figure 20 La résistance à la fracture .....	112
Figure 21 Les forces de tension sur la vis de pilier.....	112
Figure 22 La surface d'assise prothétique.....	118
Figure 23 Choix du diamètre implantaire adéquat.....	120
Figure 24 L'implant festonné.....	130
Figure 25 Technique de scellement consolidée par une « clavette de composite ».....	159
Figure 26 Boutons-pression (a) et barre transvissée sur piliers intermédiaires (b).....	160
Figure 27 Cône morse .....	163
Figure 28 Hexagone externe .....	163
Figure 29 Hexagone externe (Nobel Biocare®, 3i®) .....	165
Figure 30 Créneaux externes de l'implant avec les contre-parties dans un pilier .....	165
Figure 31 Hexagone interne (Friadent®).....	167
Figure 32 Connexion interne type triangulaire à cannelures .....	168
Figure 33 Une stabilité optimale grâce à une zone profonde d'engagement à niveaux multiples	169
Figure 34 Une souplesse de mise en place grâce à une structure sans porte-implant et la possibilité de rotation de 30° .....	170
Figure 35 Emboîtement du cône morse dans le fût implantaire (Vue en MEB).....	173
Figure 36 Différents types de connexion .....	176
Figure 37 Dimensions linéaires de l'espace biologique (BW).....	189
Figure 38 Variations dimensionnelles des compartiments de l'espace biologique.....	189
Figure 39 Dimensions approximatives de l'interface implant-pilier .....	192
Figure 40 Schémas des niveaux osseux péri-implantaires (à J0 : a et à J+6mois : b) autour d'implants en 1 et 2 pièces, avec différentes positions de limite R/L et de microgap. ....	199
Figure 41 Les contraintes de Von Mises.....	204
Figure 42 L'interface pilier –implant (partie vestibulaire) .....	204
Figure 43 Force axiale.....	205
Figure 44 Force transversale .....	206

Figure 45 Comparaison de la jonction implant-pilier entre un implant conventionnel et l'implant Certain Prevail.....	218
Figure 46 L' « infiltrat inflammatoire du pilier » (II/Pi).....	219
Figure 47 Comparaison entre deux implants Osseotite (avec et sans platform switching) .....	220

# AUTORISATIONS

- EDITIONS CdP

## RE: schémas pour une thèse

De : **EditionsCdP** (editionscdp@editionscdp.fr)

Envoyé : mer. 18/04/07 15:47

À : christellebenech@hotmail.fr

Bonjour,

Suite à votre demande, les Editions CdP vous autorisent à utiliser les images citées ci-dessous, dans le cadre de votre thèse, et à la condition de mentionner le titre de l'ouvrage dont sont extraites les images sous chaque photo, ainsi que la mention: © Editions CdP.

Vous souhaitant bonne chance pour votre thèse,

Bien cordialement,

Editions CdP

-----

**De :** christellebenech [mailto:christelle.benech@club-internet.fr]

**Envoyé :** mercredi 28 mars 2007 22:21

**À :** Vpc-cdp

**Objet :** schémas pour une thèse

Madame, Monsieur,

Etudiante en 6ème année de Chirurgie dentaire, je m'adresse à vous, en tant que représentant des éditions CdP, pour solliciter l'autorisation de réaliser des photocopies de certains schémas afin d'illustrer ma thèse, qui s'intitule « Incidence des caractéristiques de l'implant et de la jonction implanto-prothétique sur l'intégration biologique, conséquence esthétiques ». Voici la liste des documents que je souhaiterais reproduire :

\* Manuel d'implantologie clinique 2000. Davarpanah M., Martinez H., Kebir M., Tecucianu JF. Editions CdP. Collection JPIO. Page 33 Figures 3.43 ; 3.44 ; 3.45 ; 3.46

\* Les implants en odontologie 2004. Davarpanah M., Jackubowicz-Kohen B., Caraman M., Kebir-Quelin M. Editions CdP. Memento. Page 21 Figure 2.1 ; Page 42 Figure 4.3 ; Page 43 Figure 4.4 ; Page 44 Figure 4.5 ; Page 45 Figure 4.6 ; Page 48 Tab 4.2 ; Page 49 Tab 4.3 ; Page 50 Tab 4.4 ; Page 70 Figure 5.10

\* Accéder à l'implantologie. 2003. Missika P, Benhamou-Lavner A, Kleinfinger-Goutmann. Collection JPIO. Editions CdP. Page 6 Figure 2.17; 2.18; 2.19

\* Les implants Spline 2002. Schittly J et Russe P. Chirurgie et prothèse. Editions CdP. Page 3 : Fig 2.1

\* Le système implantaire 3i 2005. Degorce T et Chiche F. Guide clinique. Chirurgie et prothèse. Editions CdP. Page 216 : Figure 11.2

Je vous prie d'agréer, Madame, Monsieur, l'expression de mes sentiments distingués.

Christelle Bénech

6 rue des chapeliers

44 000 Nantes

06 84 89 07 50

[christellebenech@hotmail.fr](mailto:christellebenech@hotmail.fr)

- EDITIONS INFORMATION DENTAIRE (Stratégie prothétique, Réalités Cliniques)

From: pnormand@information-dentaire.fr  
Subject: Re: autorisation de reproduction d'illustrations pour une thèse  
Date: Wed, 13 Jun 2007 11:25:19 +0200  
To: christellebenech@hotmail.fr

Chère Mademoiselle

En réponse à votre email, nous vous informons que c'est volontiers que nous vous donnons l'accord de reproduire les photos et schémas cités ci-dessous, sous deux conditions :  
- nous vous rappelons que cet accord n'est valable que dans le cadre strict de l'illustration de votre thèse et à l'exclusion de toute autre utilisation,  
- que sous chaque photo ou schéma figure la source de la revue avec l'année, le volume et la page.  
Nous espérons vous avoir donné satisfaction.

Cordialement

Pascale Normand  
pnormand@information-dentaire.fr  
Groupe Information Dentaire  
40, avenue Bugeaud  
75784 Paris cedex 16  
Tel : 33 (0)1 56 26 50 00  
Fax : 33 (0)1 56 26 50 01  
www.information-dentaire.com

Le 6 juin 07 à 14:53, Christelle Bénech a écrit :

Madame,

Etudiante en 6ème année de Chirurgie dentaire, je m'adresse à vous, en tant que représentante des éditions de Stratégie prothétique et Réalités Cliniques, et je sollicite l'autorisation de réaliser des photocopies de certains schémas afin d'illustrer ma thèse qui s'intitule « Incidence des caractéristiques de l'implant et de la jonction implanto-prothétique, conséquences esthétiques ». Voici la liste des documents que je souhaiterais reproduire : Stratégie prothétique 2001;1(2):129, figure 4c; Stratégie prothétique 2003;3 3):212, figure 4; Stratégie prothétique 2004;4(4):286, figures 2 et 3; Stratégie prothétique 2004;4(4):287, figures 4,5a,5b; Stratégie prothétique 2006;6(2):146, figure 7; Stratégie prothétique 2006;6(2):149, figure 8; Stratégie prothétique 2006;6(4):293, schéma 2; Réalités Cliniques 2002;13(4):374, schéma 1.

Je vous prie d'agréer, Madame, l'expression de mes sentiments distingués.

Christelle Bénech

## Re: autorisation de reproduction d'illustrations pour une thèse

De : **Pascale NORMAND** (pnormand@information-dentaire.fr)

Envoyé : mar. 28/08/07 17:34

À : Christelle Bénech (christellebenech@hotmail.fr)

Bonjour

Suite à notre entretien téléphonique de ce matin, nous vous informons que nous vous accordons le droit de publier les photos énumérées ci-dessous sous les mêmes conditions exposées précédemment.

Cordialement

Pascale Normand  
pnormand@information-dentaire.fr  
Groupe Information Dentaire  
40, avenue Bugeaud  
75784 Paris cedex 16  
Tel : 33 (0)1 56 26 50 00  
Fax : 33 (0)1 56 26 50 01  
www.information-dentaire.com

Le 28 août 07 à 13:57, Christelle Bénech a écrit :

Madame,

Suite à notre conversation téléphonique et en vue de la réalisation de ma thèse, je vous demande l'autorisation de reproduire les schémas suivants: Stratégie prothétique 2006;6(4) p303 figures 40, 41, 42 et p304 figure 52.

Par ailleurs je vous communique ma nouvelle adresse pour mon abonnement à Stratégie prothétique et Réalités Cliniques:  
Christelle Bénech  
4 cours Sully  
44000 Nantes

Je vous en remercie par avance.

Cordialement,

Christelle Bénech



- EDITIONS QUINTESSENCE INTERNATIONAL

From: "Christelle Bénech" <christellebenech@hotmail.fr>

To: <dacosta.quintess@wanadoo.fr>

Sent: Wednesday, June 20, 2007 6:43 PM

Madame,

Etudiante en 6ème année de Chirurgie dentaire, je m'adresse à vous, en tant que représentant des éditions Quintessence International, et je sollicite l'autorisation de réaliser des photocopies de certains schémas afin d'illustrer ma thèse. Voici la liste des documents que je souhaiterais reproduire :

. PALACCI P. Esthétique en implantologie : gestion des tissus osseux et péri-implantaires. 2001. Page 23 Fig 1.12 ; Page 24 Figure 1.13 ; Page 49 Fig 3.1 et 3.2

Je compte passer ma thèse prochainement, aussi je vous serais reconnaissante de me répondre le plus rapidement possible. Je vous en remercie par avance.

Je vous prie d'agréer, Madame, l'expression de mes sentiments distingués.

Christelle Bénech

Madame Christelle BENECH

Paris, le 6 Juin 2007

Objet : Accord reproductions extraits d'Ouvrages

Madame,

En réponse à votre mail du 17 Mai dernier, c'est bien volontiers que nous vous accordons l'autorisation de reproduction des figures mentionnées, sous réserve de faire apparaître sous chacune d'elles la mention :

« extrait du livre **Esthétique en Implantologie** »  
de **PALACCI**  
(Quintessence International)

Vous souhaitant bonne réception, veuillez agréer, Madame, nos salutations distinguées.

Madalena da Costa


## Re: autorisation de reproduction d'illustrations pour une thèse

De : **Da Costa** (dacosta.quintess@wanadoo.fr)

Envoyé : ven. 31/08/07 09:55

À : Christelle Bénech (christellebenech@hotmail.fr)



Analyse antivirus 

répoAutor...doc (47,7 Ko)

Ci-joint notre réponse

Bonne réception

----- Original Message -----

**From:** Christelle Bénech

**To:** dacosta.quintess@wanadoo.fr

**Sent:** Tuesday, August 28, 2007 5:55 PM

**Subject:** autorisation de reproduction d'illustrations pour une thèse

Madame,

Suite à notre conversation téléphonique et en vue de la réalisation de ma thèse, je vous demande l'autorisation de réaliser des reproductions d'autres schémas, à savoir les figures 5.58 et 5.59 p 138, et la figure 5.61 p 139 dans le livre Facteurs de risque et traitements implantaires de Renouard F et Rangert BO, Quintessence International.

Je vous en remercie par avance.

Cordialement,

Christelle Bénech

Madame Christelle BENECH

Paris, le 31 Août 2007

Objet : Accord reproductions extraits d'Ouvrages

Madame,

En réponse à votre mail du 28 dernier, c'est bien volontiers que nous vous accordons l'autorisation de reproduction des figures mentionnées, sous réserve de faire apparaître sous chacune d'elles la mention :

« extrait du livre **Facteurs de Risque et Traitements Implantaires** »  
de **RENOUARD et TANGERT**  
(Quintessence International)

Vous souhaitant bonne réception, veuillez agréer, Madame, nos salutations distinguées.

Madalena da Costa

- IMPLANTOLOGIE (Implants Swiss Plus Coniques)

**Re: implants Swiss Plus coniques**

De : **implantologie** (implantologie@wanadoo.fr)

Envoyé : mer. 17/01/07 14:35

À : Christelle Bénech (christellebenech@hotmail.fr)

Bonjour,

Par le présent mail, nous vous donnons l'autorisation de photocopier l'article publié dans le numéro de Février 2005 afin d'illustrer votre thèse.

Bon travail,

Cordialement,

Dr Alain Girod

Le 15 janv. 07, à 13:09, Christelle Bénech a écrit :

Madame, Monsieur,

Actuellement étudiante en 6<sup>ème</sup> année de chirurgie dentaire à Nantes, je sollicite l'autorisation de réaliser des photocopies d'un article que vous avez publié afin d'illustrer ma thèse. Il s'agit de la **figure 1 page 61 dans Implantologie février 2005**.

Je vous prie d'agréer, Madame, Monsieur, l'expression de mes sentiments distingués.

Christelle Bénech

• LABORATOIRE ASTRA TECH

**RE: autorisation pour une thèse**

De : **Gafsou, Sophie** (sophie.gafsou@astratech.com)

Envoyé : jeu. 28/06/07 15:44

À : Christelle Bénech (christellebenech@hotmail.fr)

Cc : Tounq, Jean-Laurent (Jean-Laurent.TOUNQ@astratech.com)



Analyse antivirus 

Courrier ...pdf (41,1 Ko)

Chère Madamemoiselle Bénech,

je vous remercie du complément d'informations envoyés et vous prie de bien vouloir trouver ci-joint l'autorisation pour utiliser la photo MicroThread dans votre thèse.

Je vous souhaite une excellente réussite pour cette soutenance.  
Au plaisir de travailler un jour ensemble,

Bien cordialement

Sophie Gafsou

-----Message d'origine-----

De : Christelle Bénech [mailto:christellebenech@hotmail.fr]

Envoyé : mercredi 27 juin 2007 18:39

À : Gafsou, Sophie

Objet : RE: autorisation pour une thèse

Bonjour Madame Gafsou,

Suite à votre demande, voici les réponses à vos questions.

- J'ai fait mes études à la faculté de chirurgie dentaire de Nantes.

- Ma thèse s'intitule "Incidence des caractéristiques de l'implant et de la jonction implanto-prothétique sur l'intégration biologique, conséquences esthétiques". Je la soutiens le 18/09/07.

- Je finis ma dernière année donc je ne compte pas m'installer prochainement et je n'ai pas encore choisi de quelle façon je souhaite me former en implantologie, mais pourquoi pas faire un DU s'il existe dans la ville où je serai.

- Mes coordonnées sont les suivantes:

Christelle Bénech

Le Cottage

85290 Mortagne sur sèvre

06 84 89 07 50

Bien cordialement,

Christelle Bénech

From: "Gafsou, Sophie" <sophie.gafsou@astratech.com>

To: Christelle Bénech <christellebenech@hotmail.fr>

Subject: RE: autorisation pour une thèse

Date: Wed, 27 Jun 2007 12:29:22 +0200

Bonjour Mademoiselle Bénech,

Nous vous remercions de l'intérêt que vous portez à nos implants dentaires et allons vous envoyer l'autorisation d'utiliser cette photo.

Néanmoins, afin de compléter ce dossier, je vous prie de bien vouloir m'envoyer les éléments suivants:

- nom et lieu de la faculté
- le titre de votre thèse et l'année de soutenance (2007 ou 2008).
- Allez vous suivre un DU sur l'implantologie, si oui lequel ?
- Allez-vous vous installer prochainement ?
- Pouvez-vous nous laisser vos coordonnées complètes (téléphone, adresse)?

Au plaisir de vous lire,

Bien cordialement

Sophie Gafsou

Communication Manager, Dental Department

Astra Tech France

7, rue Eugène et Armand Peugeot

92563 Rueil-Malmaison Cedex

Tel Service Clients : 0821 20 01 01- Fax Service Clients : 01 41 39 97 42

Tel direct: +33 1 41 39 05 41- Fax direct: +33 1 41 39 02 48

Port: +33 6 78 87 88 87

E-mail: [sophie.gafsou@astratech.com](mailto:sophie.gafsou@astratech.com)

[www.astratechdental.fr](http://www.astratechdental.fr)

-----Message d'origine-----

De : Christelle Bénech [<mailto:christellebenech@hotmail.fr>]

Envoyé : lundi 25 juin 2007 15:53

À : Gafsou, Sophie

Objet : autorisation pour une thèse

Madame,

Etudiante en 6ème année de Chirurgie dentaire, je m'adresse à vous, en tant que représentant d'Astra Tech France, et je sollicite l'autorisation de réaliser la photocopie d'un schéma afin d'illustrer ma thèse: Microthread(tm) - éléments rétentifs au col de l'implant.  
<http://www.astratech.com/PrintPageContainer.aspx?Item=199841&PrinterFriendly...>

Je vous prie d'agréer, Madame, l'expression de mes sentiments distingués.

Christelle Bénech

Astra Tech France- 7, rue Eugène&Armand Peugeot- 92563 Rueil Malmaison Cedex  
N° Service Clients : 0821 20 01 01- Fax Service Clients : 01 41 39 97 42- E-mail :  
commandeIP.france@astratech.com - Site : www.astratechdental.fr

Je soussignée, Sophie Gafsou, Responsable de la communication de la société Astra Tech, Division dentaire, autorise Christelle Bénech, étudiante en 6ème année de chirurgie dentaire de la faculté de Nantes, à utiliser l'image "MicroThread™-Eléments rétentifs au col de l'implant" pour illustrer sa thèse dont le thème est "Incidence des caractéristiques de l'implant et de la jonction implanto-prothétique sur l'intégration biologique, conséquences esthétiques" cette année. Ce droit est non cessible et ne peut être exercé ni par un tiers ni dans un autre cadre autre que ceux précités.

Fait à Rueil Malmaison, le 28 mai 2007.

Sophie Gafsou

- LABORATOIRE BIOMET 3i

**RE: autorisation de reproduction d'illustration pour une thèse**

De : **Sylvie Ponthieux** (sponthieux@3implant.com)

Envoyé : mar. 17/07/07 17:30

À : Christelle Bénech (christellebenech@hotmail.fr)

Bonjour,

J'aurais besoin de vos coordonnées postales afin de vous envoyer le CD contenant les illustrations que vous désirez.

Vous avez notre accord pour les utiliser dans le cadre de votre thèse; n'hésitez pas à me contacter si vous aviez d'autres besoins en ce sens. En contrepartie, je souhaiterais recevoir un exemplaire de votre thèse après votre soutenance.

Avec mes meilleures salutations,

Sylvie PONTHEUX  
Responsable Communication & Formations  
BIOMET 3i France  
Tel : 01 41 05 43 48  
Cell : 06 11 28 64 58  
[www.3i-online.com/France/index.cfm](http://www.3i-online.com/France/index.cfm)

-----Message d'origine-----

De : Christelle Bénech [mailto:christellebenech@hotmail.fr]

Envoyé : jeudi 12 juillet 2007 09:33

À : Sylvie Ponthieux

Objet : autorisation de reproduction d'illustration pour une thèse

Madame,

Etudiante en dernière année de chirurgie dentaire à Nantes, je m'adresse à vous, représentante du service de Biomet 3i, et sollicite l'autorisation de réaliser des photocopies de certains schémas afin d'illustrer ma thèse, qui s'intitule « Incidence des caractéristiques de l'implant et de la jonction implanto-prothétique sur l'intégration biologique, conséquences esthétiques », et que je dois soutenir le 18 septembre 2007. Voici la liste des documents que je souhaiterais reproduire : Pdf OSSEOTITE surface Brochure Page 3; Pdf OSSEOTITE Certain Brochure Pages 4 et 5; Pdf Certain prevail. « La technologie du platform switching » p 4 ; Pdf Certain prevail. « La découverte fortuite » p 3.

Je vous prie d'agréer, Madame, l'expression de mes sentiments distingués.

Christelle Bénech  
Le Cottage  
85290 Mortagne sur Sèvre  
06 84 89 07 50

	N°
<p>BENECH (Christelle). Incidence des caractéristiques de l'implant et de la jonction implanto-prothétique sur l'intégration biologique, conséquences esthétiques.- 255f. ; graph. ; tabl. ; ill. ; 197 ref. ; 30 cm. (Thèse : Chir. Dent. ; Nantes ; 2007)</p>	
<p><b>RESUME</b>  Le succès d'une restauration prothétique implanto-portée repose sur l'ostéo- et la muco-intégration, tout en tenant compte du côté fonctionnel et de la place de plus en plus importante de l'esthétique. Les systèmes implantaires sont multiples, ce qui rend difficile le choix de l'implant adéquat. Grâce à sa biocompatibilité, le titane est le matériau de choix. Les implants vissés, courts et larges, de faible conicité apparaissent les plus favorables. La jonction implanto-prothétique joue un rôle primordial. Les principaux paramètres impliqués dans la perte osseuse crestale la 1<sup>ère</sup> année de mise en fonction sont le non-respect de l'espace biologique, la localisation de la limite rugueux-lisse pour les implants en une partie et du microgap pour les implants en deux parties, et la surcharge occlusale. Le platform switching est un concept intéressant, mais qui doit encore faire ses preuves.</p>	
<p><b>RUBRIQUE DE CLASSEMENT</b> : Implantologie</p>	
<p><b>DOMAINE BIBLIODENT</b> : Implantologie  Prothèse implantaire</p>	
<p><b>MOTS CLES MESH</b>  Implant dentaire- Matériaux base prothèse dentaire- Titane  Dental implants- Denture liners- Titane</p>	
<p><b>MOTS CLES BIBLIODENT</b>  Implant endo-osseux- Joint périphérique- Ostéointégration</p>	
<p><b>JURY</b>  <i>Président</i> : M. le Professeur Olivier Laboux  <i>Assesseur</i> : M. le Docteur Alain Hoornaert  <i>Assesseur</i> : M. le Docteur Sylvain Leborgne</p> <p style="text-align: center;"><u><i>Directeur de thèse</i> : M. le Docteur Yves Amouriq</u></p>	
<p><b>ADRESSE ELECTRONIQUE DE L'AUTEUR</b>  christellebenech@hotmail.fr</p>	