

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

Année 2006

N°43

**EVOLUTION DU DELAI DE MISE EN CHARGE
DES IMPLANTS ENDOMAXILLAIRES**

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

Présenté et soutenue publiquement par :

Monsieur BELAZRAGUE Yassin

Le 21/12/2006 devant le jury ci-dessous :

Président : Monsieur le Professeur Olivier LABOUX

Assesseur : Monsieur le Professeur Bernard GUIMELLI

Co-directeur : Monsieur le Docteur Jean-François BREMONT

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur Saïd KIMAKHE

TABLE DES MATIÈRES

TABLE DES MATIÈRES	2
INTRODUCTION.....	3
I.HISTORIQUE ET EVOLUTION DU CONCEPT DE MISE EN CHARGE.....	4
I.1.De 1940 à 1960	5
I.2.De 1960 à 1990.....	5
I.3.De 1990 à 2005	6
II. STABILITE PRIMAIRE.....	8
II.1. Définitions.....	8
II.2. Moyens de mesure de la stabilité implantaire.	9
II.2.1.La percussion manuelle	9
II.2.2. Le PériotestTU®.....	9
II.2.3.Torque ou couple de serrage.....	10
II.2.4. La fréquence de résonance (RFA).....	10
II.3. La période critique de la stabilité implantaire.	11
III.MOYENS DE REDUCTION DU DELAI DE MISE CHARGE	13
III.1. L'implant	14
III.1.1 Macrostructure.....	14
III.1.2.Microstructure et nanostructure.	27
III.3.La prothèse.....	40
CONCLUSION	46
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES	49

INTRODUCTION

L'implantologie fait aujourd'hui partie du quotidien thérapeutique de l'omnipratique dentaire et elle a dû évoluer afin de confirmer sa place au sein du plan de traitement. Le confort du patient prend une place toujours plus importante aux seins des protocoles développés et les praticiens recherchent de plus en plus une simplification des thérapeutiques implantaire. Parce qu'il répond à ces deux impératifs, le concept de mise en charge immédiate est de plus en plus pratiqué. Mais avant d'arriver à une mise en charge immédiate, il a fallu passer par d'autres protocoles de mise en charge et différents délais de cicatrisation. Cette évolution ne s'est pas faite en un jour et a commencé il y a près de 40 ans avec Kirsch et Bränemark.

Comment cette évolution s'est-elle faite et quels sont les différents facteurs qui ont permis de réduire le délai de mise en charge implantaire ?

Avant de répondre à ces questions, il sera effectué un bref rappel sur l'historique des délais de mise en charge.

Nous aborderons ensuite une notion essentielle de l'implantologie : la stabilité primaire et les différentes façons de la quantifier.

Et pour finir, nous nous intéresserons aux différents moyens qui permettent de réduire le délai de mise en charge :

l'évolution des caractéristiques de l'implant visibles sur 3 niveaux : macroscopique, microscopique ou cellulaire et, nanoscopique ou moléculaire

le facteur chirurgical

les différents modèles prothétiques

I.HISTORIQUE ET EVOLUTION DU CONCEPT DE MISE EN CHARGE

I.1.DE 1940 A 1960

Dans cette période, ils existaient deux types d'implants ; les implants endo-osseux et les implants sous-périostés. Les implants endo-osseux étaient composés de plusieurs groupes : les implants tridimensionnels, les implants vis, les implants aiguilles et les implants lames. Ces implants n'étaient pas ostéointégrés mais fibrointégrés.

I.2.DE 1960 A 1990.

Le protocole chirurgical en implantologie définit par Branemark (8) prévoit un premier temps chirurgical qui correspond à la mise en place de l'implant enfouie et son recouvrement par la muqueuse buccale. Cette première étape, la plus longue, implique un délai de cicatrisation de quatre mois à la mandibule et six mois au maxillaire, un délai imposé par le concept d'ostéointégration développé par Bränemark. Le deuxième temps, chirurgical, correspond à la gestion des tissus mous et de la mise en place de la vis de cicatrisation. Cette étape requiert un délai de cicatrisation de trois à quatre semaines, pouvant aller jusqu'à dix semaines selon le réaménagement tissulaire (os et muqueuse). C'est ainsi qu'au bout de six à huit mois est envisagé la mise en charge des implants par restauration prothétique.

C'est dans la même période que Schröder (30) propose un protocole en un temps opératoire. Technique dite de l'implant non enfouie avec un implant titane recouvert d'une projection plasma titane ou TPS. Il propose d'éliminer le deuxième temps opératoire en associant les temps de cicatrisations osseuse et muqueuse. Cependant les résultats esthétiques n'étaient pas à la hauteur suite à des complications (mise à nu du col implantaire).

I.3.DE 1990 A 2005

Depuis le début des années 90, Ericsson et al. (20) suggèrent la mise en place d'une vis de cicatrisation immédiatement après la pose de l'implant enfouis. Cela permet, par la suite, une meilleure gestion des tissus mous et par là même, un meilleur rendu esthétique.

Par contre, Lazzara et col. (26) en utilisant des implants enfouis à surface modifiée par double mordançage acide, proposent une mise en charge précoce, à 2 mois. L'étude rétrospective qu'ils ont menée, conclue à 98.5% de succès sur un an.

Quant à la notion de mise en charge immédiate, elle est proposée par Schnitman et col. (38) en 1990 chez les patients édentés totaux mandibulaires. La procédure de cette technique a été confirmée de 1990 à 1997 avec un taux de succès de 94% (39).

Il existe à l'heure actuelle cinq protocoles de mise en charge:

protocole	Temps thérapeutique globale
Deux temps chirurgicaux	Mandibule: 6 mois* Maxillaire: 8 mois*
Un temps chirurgical	Mandibule: 5 mois* Maxillaire: 7 mois*
Mise en charge précoce ou rapide	Mandibule et maxillaire : 3 mois (si bon ancrage primaire)*

Mise en charge immédiate transitoire	Prothèse provisoire: édentement total : 2 à 5 jours Edentement partiel : 2 à 4 heures Prothèse définitive: variable selon la période transitoire
---	--

Mise en charge immédiate définitive	Mandibule: 1 jour
--	-------------------

*temps moyen de réalisation de la prothèse définitive d'un mois.

**Tableau 1/ classification des différents protocoles de mise en charge.
(30).**

II. STABILITE PRIMAIRE

II.1. DEFINITIONS.

La stabilité primaire est la stabilité mécanique nécessaire lors de la pose implantaire, elle conditionne l'ostéointégration. Cette ostéointégration est issue de la réponse biologique positive de l'os face à l'implant et à la chirurgie implantaire (32).

Pour que la stabilité persiste, l'interface os/implant ne doit pas subir de micromouvements supérieurs à 150 µm après mise en charge (15).

De façon différente mais corroborée, Cameron distingue en 1973 deux types de mouvements:

- ▶ Les micromouvements qui n'entravent pas la cicatrisation
- ▶ Les macromouvements qui empêchent la croissance osseuse et favorisent l'interposition de tissu fibreux, néfaste à l'ostéointégration de l'implant (10).

II.2. MOYENS DE MESURE DE LA STABILITE IMPLANTAIRE.

Plusieurs méthodes existent pour quantifier la stabilité primaire et les micromouvements.

II.2.1. La percussion manuelle

Après avoir posé l'implant, le praticien à l'aide d'un instrument exerce une percussion axiale, le son métallique perçu dit « clair » suppose une stabilité primaire suffisante. Seulement, étant subjectif, cette méthode ne prédit pas à l'aide de mesures l'évolution de la stabilité implantaire.

II.2.2. Le Périotest®

Le Periotest®, à l'origine, est un instrument de mesure de la stabilité d'une dent dans son parodonte. Il se sert d'une excitation brève transmise au ligament alvéolodentaire indiquant les degrés de mobilité dentaire. Cependant lorsque cette technique est utilisée pour un implant, les mesures recueillies ne présentent aucune pertinence par manque de sensibilité de l'instrument (14).

II.2.3. Torque ou couple de serrage

Il est évident que le torque ou couple de serrage est un moyen non renouvelable *in vivo* et ne donne qu'une indication de la stabilité primaire. Beaucoup d'auteurs comme Ottoni et col. (36) s'accordent sur une valeur de 32 à 35 Ncm. D'après Testori et col. (43) sur 325 implants Osséotite™ posés avec un torque minimum de 32 Ncm, ils obtiennent 99,4% de succès sur une période de 12 à 60 mois; selon Cochran et col (15) la stabilité primaire est suffisante avec un torque de 35 Ncm. D'autres, comme Wohrle (45), préconisent une insertion de l'implant à un torque minimum de 45 Ncm et déclare obtenir 100% de succès sur seulement 14 patients.

II.2.4. La fréquence de résonance (RFA).

Kaneko (25), en 1991, qui matérialise l'idée d'appliquer une stimulation continue par des ondes afin d'en recueillir des données sur l'interface os/implant. Dans sa démarche il ne se limite qu'au domaine *in vitro*.

D'après les travaux de Meredith et col., le transducteur piézoélectrique de la RFA peut être, *in vitro*, en liaison directe avec la tête implantaire ou avec le pilier implantaire (31) (figure 1).

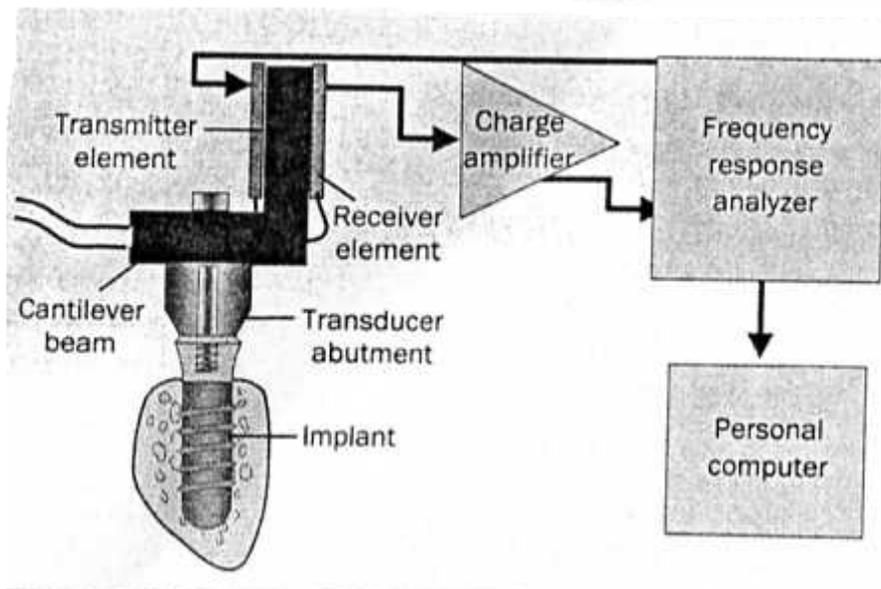


Figure 1 / Schéma du RFA Osstell™ (Straumann®) proposé par Cochran et col. (14).

Cet instrument permet de suivre l'évolution la stabilité implantaire au cours du temps et de détecter le moindre changement qu'il soit positif (augmentation de la surface de contact os/implant) ou néfaste (apparition de micromouvements nocifs).

Les études qui ont suivi, utilisant la RFA, ont permis de comprendre certains phénomènes de l'évolution de l'interface os/implant et ainsi de pouvoir définir les paramètres influençant le délai de mise en charge.

II.3. LA PERIODE CRITIQUE DE LA STABILITE IMPLANTAIRE.

Appelée aussi période de remodelage osseux, cette période se situe entre 2 et 4 semaines de la pose d'implant. C'est le délai de formation de l'os lamellaire autour de l'implant à partir du tissu ostéoïde. Pendant cette période on observe une résorption osseuse et donc une réduction du contact os/implant (12). Cette décroissance osseuse réduit la stabilité de l'implant, rendant ainsi les micromouvements plus néfastes les quatre voire six

premières semaines de cicatrisation. C'est en effet cette décroissance physiologique de la stabilité implantaire ou période critique qui contre-indique les mises en charge immédiate et précoce dans certaines situations cliniques.

Selon Glauser et col. (22) la période critique peut s'étendre à 3 voire 6 mois pour un os de type IV. L'existence de cette période critique est un phénomène biologique normal, non pathologique, avec un pic à 3 semaines de cicatrisation indépendant du type d'os (14) (figure 2).

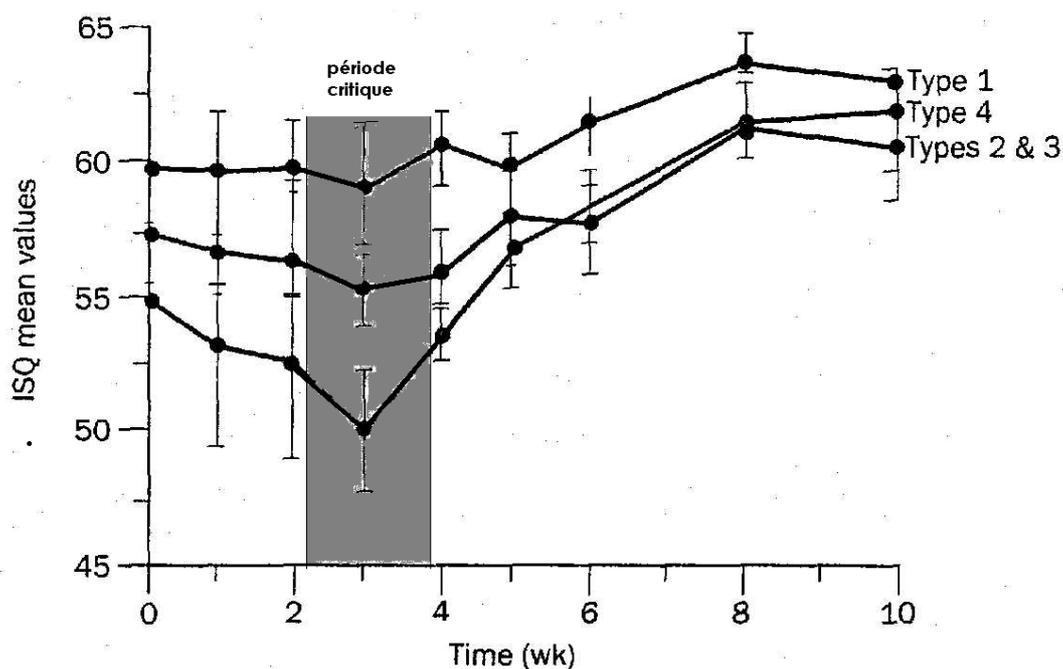


Figure 2/ Diagramme de l'évolution des mesure de RFA en fonction du temps en semaine par type d'os (14).

Ainsi la réduction du délai de mise en charge passe par la gestion de cette période critique.

III.MOYENS DE REDUCTION DU DELAI DE MISE CHARGE

III.1. L'IMPLANT

III.1.1 Macrostructure.

III.1.1.1. Le corps implantaire

► *Implant vissé ou implant impacté:*

Dans une étude *in vitro* menée par Tada et col. (42), les implants vissés ont été comparés aux implants dit lisses, impactés par tapotages.

Ils concluent que :

la multiplication des spires permet de développer la surface de contact entre l'implant et l'os.

De cette manière, la stabilité primaire est améliorée et la surface d'échange moléculaire os/implant est majorée pour une ostéointégration durable.

le filetage est à l'origine de la décomposition des forces masticatoires axiales en deux vecteurs : l'un perpendiculaire, l'autre parallèle au plan des spires.

Cette division en deux vecteurs permet une meilleure répartition des forces et diminue le champ d'action des micromouvements délétères.

Par ailleurs, les forces bucco-linguales restent dommageables sur ce type d'implants et sont source d'un risque accru de fractures au col de l'implant. Par conséquent le choix du model d'occlusion adéquate est indispensable pour limiter les effets des forces latérales.

Hansson en 2006 (24) étudie les caractéristiques physiques des spires (figure3) et en déduit que :

1. le corps implantaire doit être doté de spires larges avec un profil adéquat,
2. le profil de filet arrondi permet de dissiper ces forces et d'améliorer la résistance de l'implant aux forces masticatoires du fait que les forces,

- les plus agressives pour l'os sont transmises au sommet des pas de vis ,
3. les spires de petites dimensions, avec un profil adéquat, sont plus efficaces,
 4. un faible rayon des concavités inter spires est plus profitable,
 5. de grands espaces plats entre les spires sont défavorables.



Figure 3 / Implant présentant un filet d'artillerie

Ces deux études concluent la supériorité des implants filetés sur les implants impactés. Par conséquent, la firme Serf® pousse les investigations en ce sens et propose actuellement un filet particulier, asymétrique, dit « d'artillerie ».

La principale caractéristique de cette géométrie est la stabilité primaire qu'elle engendre tout en conservant un volume maximal d'os.

► *Forme conique*

Glauser et col. en 2005 (22) publient les résultats d'une étude concernant la mise en charge immédiate des implants de forme conique. 102

implants ont été placés, 38 au maxillaire et 64 à la mandibule (dont 76% dans un os de type IV). Ils déclarent obtenir un taux de réussite de 97.1% sur quatre années, toutes prothèses confondues unitaires, partielles ou totales. Ils concluent ainsi que l'aspect légèrement conique semble être un facteur de réussite dans le protocole de mise en charge immédiate, à fortiori, dans un os de type IV.

O'Sullivan et col. en 2004 (35) comparent les mesures RFA d'un implant conique et d'un implant standard. Les mesures indiquent une stabilité primaire accrue pour l'implant conique. De cette même étude, les mesures en Joule de l'énergie dégagée lors de l'insertion des implants indiquent que l'aspect conique d'un implant minimise le dégagement de chaleur lors de sa pose et favorise donc la cicatrisation de l'os.

Le facteur conicité permet donc à l'implant un ancrage primaire accrue et une cicatrisation favorisée, de l'os environnant, suite à une insertion moins traumatique.

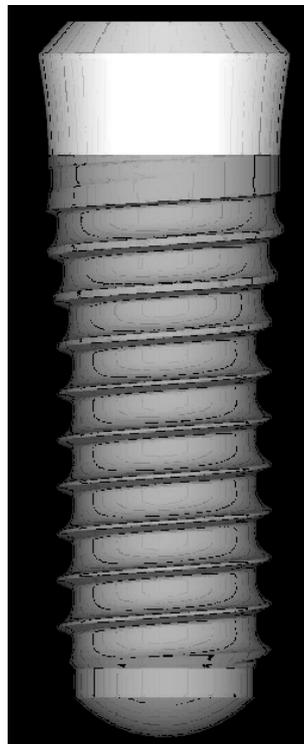


Figure 4/ Implant Straumann® présentant un aspect légèrement conique.

III.1.1.2. Le col implantaire.

► *Col lisse ou col fileté.*

Les deux concepts semblent diviser les fabricants. Par exemple, les firmes Straumann® et Nobel Biocare® ont choisi le col lisse.

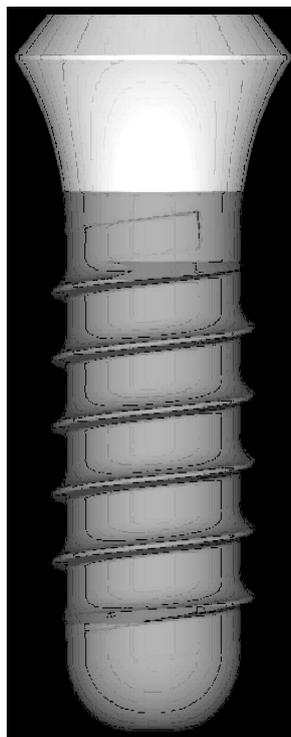


Figure 5 / Implant Straumann® présentant un col lisse.

Tandis que la société Astratech® opte pour le col microfileté.

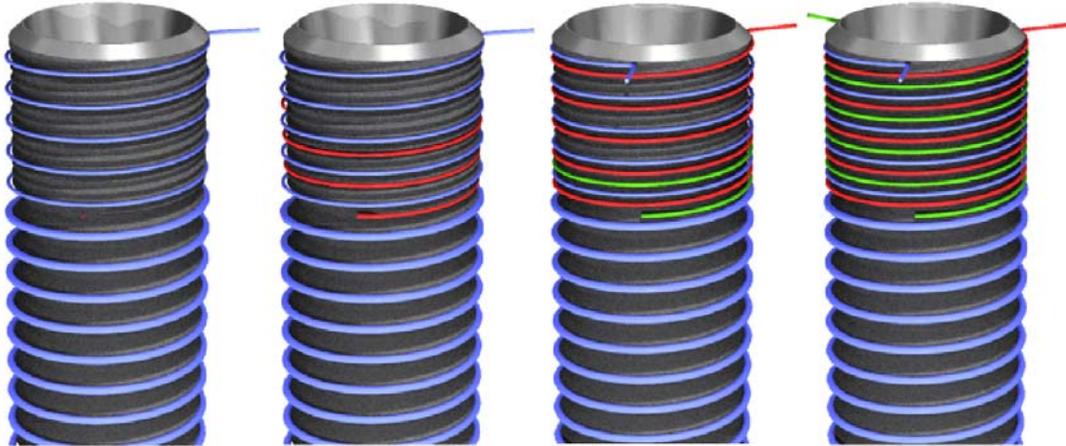


Figure 6 /Implant présentant un col à triple filetage ou technologie Microthread™(Astratech®).

Quelque soit le type de col implantaire (lisse ou fileté), il existe toujours une perte d'os marginale. Cette fonte osseuse est la conséquence de deux phénomènes :

- l'un bactériologique : la colonisation du *sulcus* par les bactéries buccales du patient entraîne une réaction inflammatoire qui abouti à un remodelage osseux minime de la crête marginale
- l'autre mécanique : les forces occlusales transmises à l'os alvéolaire par l'intermédiaire du col implantaire sont le facteur principal de la perte d'os marginal

La perte d'os marginal est donc indicatrice de la répartition des forces dans la corticale osseuse: une bonne répartition des forces occlusales vers l'os environnant permet de le conserver.

Albrektsson et Wennerberg en 2004 (2) ont effectué une revue de la littérature comparant la perte d'os marginale moyenne des implants. Sur les données cliniques de 1639 implants, les implants à col lisse ont subit une perte de hauteur d'os moyenne d'1,12mm sur 12 mois alors que les implants à col fileté ont subit des pertes de hauteur d'os moyenne de 0,36mm à 3 ans et de 0,72mm à 5 ans. Et rapportent par ailleurs un gain d'os marginal pour certains implants à col fileté. Et concluent que l'implant à col lisse est peu conservateur de l'os marginal.

Selon Hansson et col. (24) ces résultats s'expliquent par la combinaison de deux phénomènes:

- ✱ La loi de Wolff qui démontre qu'un os stimulé, de façon raisonnable, a plus de chance de se régénérer et d'être conservé. Cette loi démontre que la mastication comprime l'os spongieux et telle une éponge, il se vide et se remplit de sang. Ce phénomène permet aux cellules, enzymes et co-facteurs enzymatiques d'être acheminée, par dépression au sein des capillaires sanguins, vers les tissus en voie de cicatrisation. Wolff qualifie ce phénomène « d'effet pompe ».

- ✱ Le filetage et plus précisément le profile du filet permet de diriger les forces occusales vers l'apex. Celles-ci créent la dépression qui facilite l'effet pompe (Figure 7) (24).

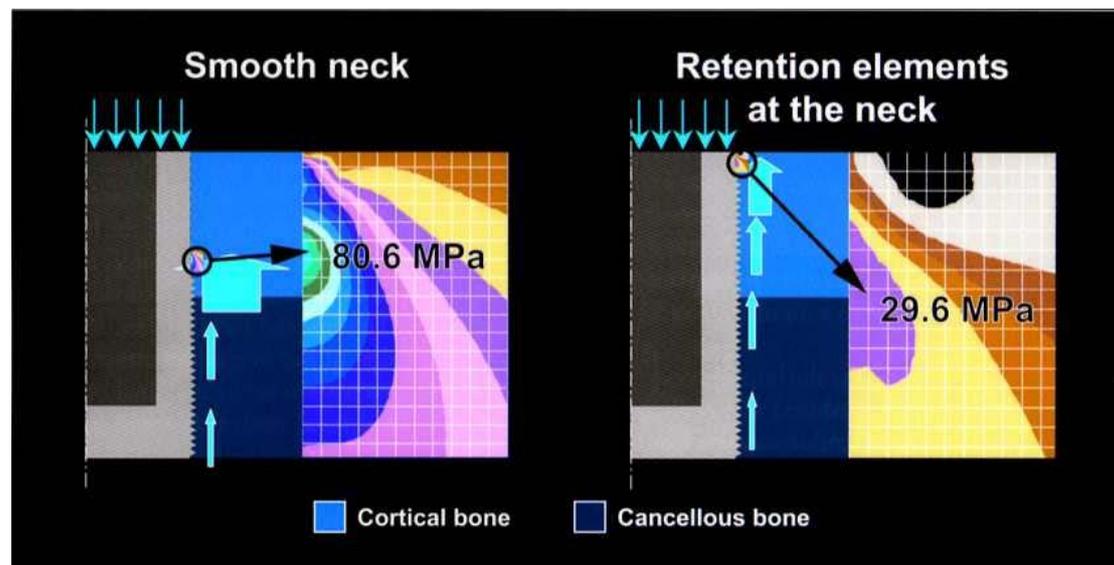


Figure 7/ Différence de stimulation de l'os corticale entre un implant à col lisse et implant à col micro fileté (24).

Il semble, selon Hansson et coll.(24), que le microfiletage du col implantaire réduise la perte d'os marginal par la majoration de l'effet pompe.

► Col droit ou conique.

Selon Glauser et col. (22), la conicité implantaire est un atout important dans la répartition des forces mécaniques et permet de préserver la stabilité initiale. Théorie confirmée par l'étude d'O'Sullivan et col. (35) qui ajoutent que la conicité de l'implant réduirait le stress physique à l'interface os/implant lors de son insertion. Ils concluent que la technique chirurgicale et la conicité implantaire sont les deux seuls facteurs sur lesquels le praticien peut avoir le contrôle.



Figure 8 et 8b/ Deux implants à col fileté, celui de gauche est droit et l'autre conique(Astratech®).

III.1.1.3 Longueur et diamètre.

Pour éviter les obstacles anatomiques que sont les sinus, les forams mentonniers et le canal alvéolaire inférieur, et pour pallier aux modifications

des volumes osseux devenus moins larges et hauts après la perte des dents, il est préférable d'utiliser des implants courts et de diamètre modéré.

► *Longueur*

La longueur minimale de l'implant selon des études (6) (41) est idéale au dessus de 10 mm.

Nikellis et col. (34) utilisent des implants rugueux de 10mm et plus pour une mise en charge à 72 heures. Ils déclarent obtenir 100% de succès avec plusieurs types de restaurations prothétiques sur une période de 2 ans (Tableau 3) (34).

Type de restauration	Nombre de patients	Sexe		Nombre total d'implants	Nombre total de restaurations prothétiques
		F	M		
Implants unitaires	6	3	3	8	8
Prothèses adjointes partielles supportés par deux implants	12	4	8	28	14
Prothèses adjointes partielles supportés par trois implants	6	4	2	18	6
Bridges complets	16	8	8	136	24

Total	40	19	21	190	52
-------	----	----	----	-----	----

Tableau 3/Total des implants placés par type de restauration et par patient (34).

Dans cette même étude il existe cinq longueurs implantaire de 10 à 20mm. Selon ces auteurs, l'utilisation d'implants courts pour une mise en charge précoce n'est possible, en grande partie, que si les implants sont rugueux.

Pour Feldman et col. (21), le facteur principal de réussite implantaire n'est pas la longueur de l'implant mais la qualité de l'os. Et ils confirment l'intérêt de la surface rugueuse dual-acid-etched permettant l'utilisation des implants de petites longueurs.

Ainsi l'utilisation d'un implant de petite longueur entre 10 et 13 mm est possible dans une mise en charge précoce à 72 heures mais dans des conditions spécifiques à savoir :

- ✱ Implant de surface rugueuse,
- ✱ os de type II ou III selon la classification de Lekholm et Zarb(28),
- ✱ solidarisation de plusieurs implants

► *Diamètre*

Peu d'études ont pour sujet le rapport entre le diamètre et le délai de mise en charge. Néanmoins Mordenfeld et col. (33) publient une étude sur les implants de diamètre 5 mm dans les régions postérieure maxillaire et mandibulaire sur une période de 3 ans. Ils remarquent qu'il existe un risque

d'utiliser des implants de gros diamètre dans l'os mandibulaire du fait de l'hypo vascularisation de l'os marginal.

Testori et col. (43) ont démontrés qu'il était possible d'effectuer une mise en charge immédiate de prothèse de grande étendue sur 3 implants de large diamètre mais qu'il était préférable d'utiliser 5 à 6 implants de diamètre normal. En effet, en cas de perte d'un implant de gros diamètre dans le protocole à 3 implants, il ne resterait plus que 2 implants, insuffisant pour maintenir la prothèse, alors que dans le protocole à 5 ou 6 implants, la perte d'un implant n'affecterait pas le rapport de rétention de la prothèse.

III.1.1.4. Connexion implant /pilier.

Deux grands groupes de connexions existent actuellement : les connexions externes (photo 1) et les connexions internes (figure 9).



Photo 1/Implant à connexion externe



Figure 9/Implant à connexion externe

Bambini et col. (4) ont comparé la déformation de la connexion à hexagone externe à celle à octogone interne lors de l'insertion de l'implant :

- 5 implants à octogone interne sont testés pendant 60 secondes à 5 torques différents (12, 21, 27, 36 et 42 Ncm)
- 2 implants à hexagone externe sont aussi testés pendant la même période mais à 2 torques différents (27 et 36 Ncm).

Ils notent qu'à partir d'un torque de 30 Ncm, il apparaît des détériorations importantes sur les implants à connexion externe.

Selon Bambini et col. (4) elles entraîneraient :

- 1) une mise en péril de l'étanchéité de la connexion implant/pilier.

Ce qui signifie la possibilité de création d'une niche bactérienne.

- 2) une mauvaise répartition des forces vers l'ensemble de l'implant.

Et donc apparition de micromouvements cervicaux dangereux pour l'ostéointégration.

Maeda et col. (29) comparent l'influence des forces verticales et horizontales appliquées sur les deux variétés d'implant :

- implant à connexion interne
- implant à connexion externe

Pour mieux comprendre leurs tests, ils introduisent la notion de « surface clé » implantaire. Pour Maeda et col. (29), les surfaces clés sont des zones charnières, sur lesquelles l'exercice d'une pression excessive aboutirait à la perte de l'implant. Ils définissent 3 surfaces clés :

- la connexion implant/pilier
- le col implantaire
- l'apex implantaire

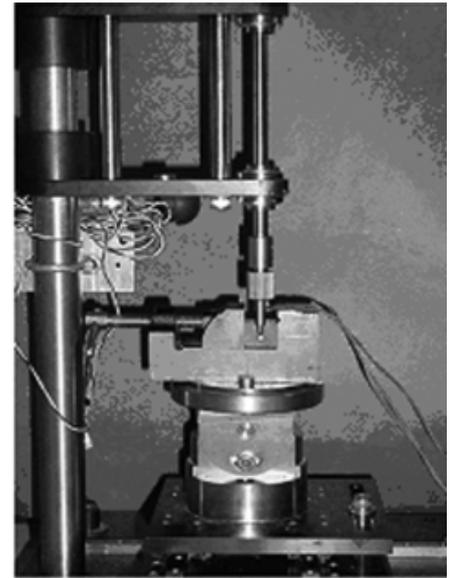
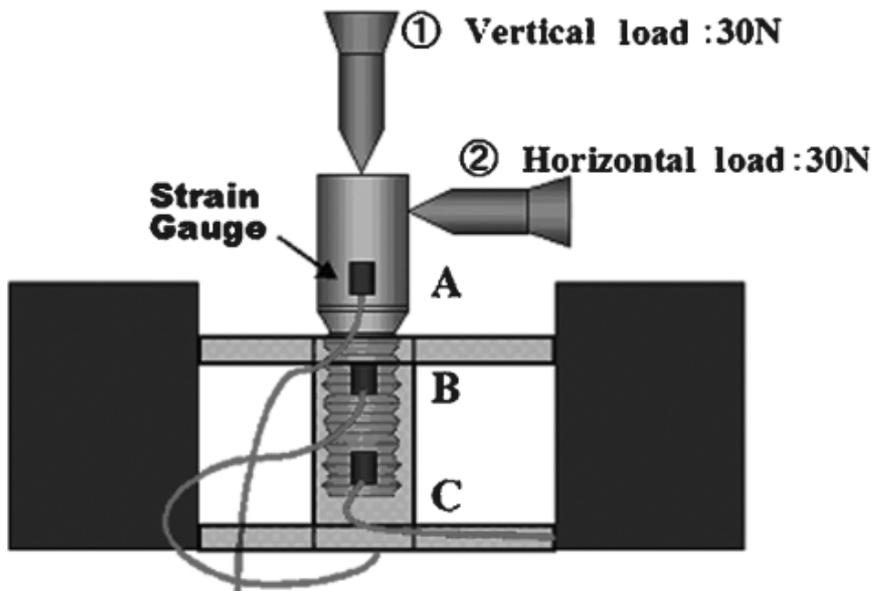
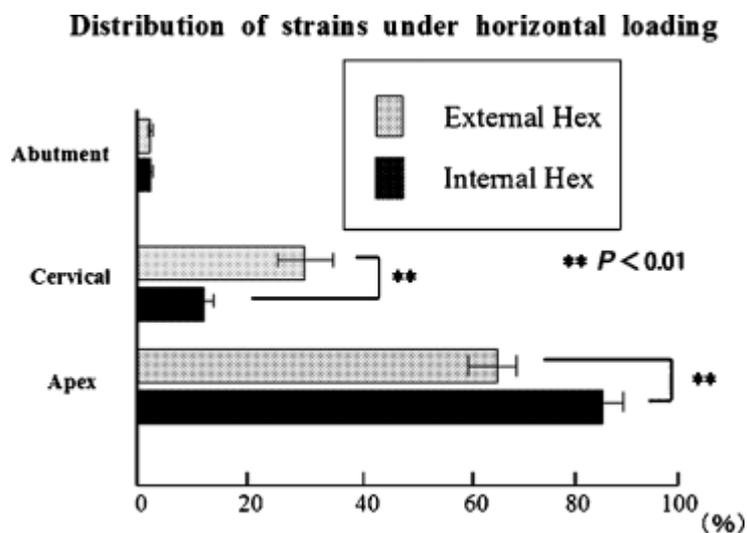
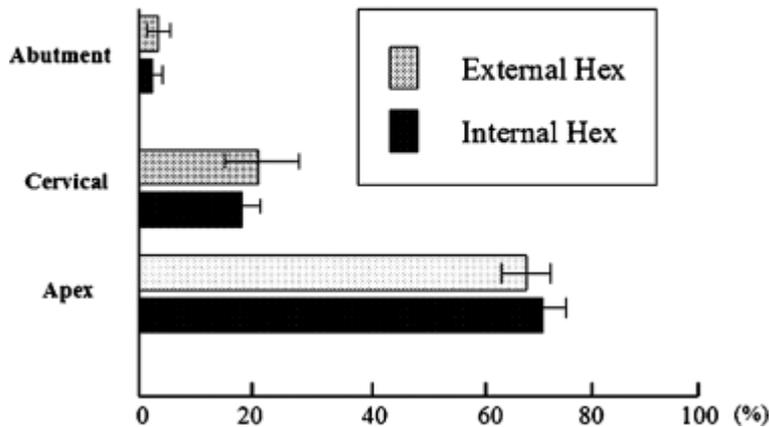


Figure 10 et photo 2/Dispositif de mesure de l'impact de forces horizontale et verticale sur les systèmes de connexion à hexagone interne et externe (29).



Distribution of strains under vertical loading



Figures 11 et 12 / Répartition des forces horizontale et verticale à trois niveaux : à la connexion, à la tête implantaire et à l'apex de l'implant (29).

Maeda et col. (29) concluent :

- quelque soient la connexion et les forces administrées, la solidarisation du pilier à l'implant est suffisante.
- il y a une meilleure répartition des forces latérales vers la totalité de l'implant à connexion interne évitant la concentration des forces sur les surfaces clés (col et apex implantaire).

Ils démontreraient ainsi la supériorité des implants à connexion interne sur les implants à connexion externe.

III.1.2.Microstructure et nanostructure.

Selon Le Guehennec et col. (27), l'aire de la surface de contact entre l'implant et l'os néoformé est garante de la qualité de l'ostéointégration. Elle est directement lié à trois critères de l'état surface implantaire:

✱ **La rugosité** : elle se matérialise par des lacunes de surface qui augmentent la surface d'échange à l'interface os/implant. Les lacunes

peuvent atteindre 10µm selon le traitement de surface. L'aspect rugueux de la surface implantaire permet de ce fait un meilleur ancrage mécanique.

Cependant malgré l'aspect bénéfique de cette haute rugosité, il est rapporté une augmentation des risques de péri-implantite et de fuite d'ions de surface dans les fluides biologiques en cas de haute aspérité (27).

Selon Le Guehennec et col.(27) les cavités de surface permettant un contact os/implant idéal auraient un diamètre de 4 µm et une profondeur de 1.5µm.

Bartolucci et Mangano (5) parlent « d'induction géométrique » de la néoformation osseuse dans laquelle interviennent deux facteurs : la composition de l'implant et la géométrie de surface (Figure 13) (5).

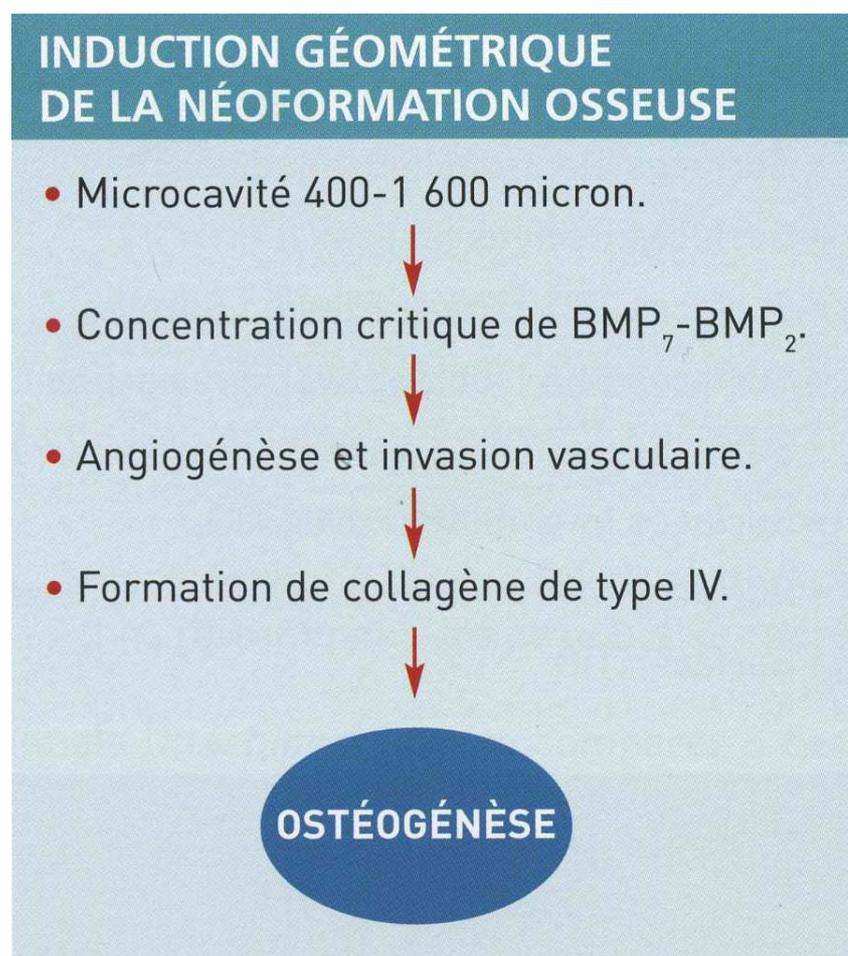


Figure 13/Chronologie de l'induction géométrique d la néoformation osseuse (5).

✱ **L'hydrophilie** qui est déterminée par le calcul de l'angle de contact entre la cavité de surface et les fluides biologiques. L'angle est compris entre 0° et 140°, 0° étant la valeur caractérisant la plus haute hydrophilie.

✱ **la composition de surface** qui oriente la cictrisation osseuse.

Les industriels ont conçu une multitude de surfaces implantaires dont voici les principales :

- les surfaces électropolies (anodisées)
- les surfaces usinées dites lisses
- les surfaces TPS (Titane Plasma Spray)
- les surfaces SLA (sablées avec des particules larges traitées à l'acide)
- les surfaces usinées et traitées par de l'acide
- les surfaces microbillées avec des oxydes d'alumine
- les surfaces microbillées avec des oxydes d'alumine et traitées avec de l'acide
- les surfaces d'oxyde de titane

Cinq d'entre elles sont largement commercialisée : TPS, Tioblaste (Astratech™), SLA et SLA active (Straumann™) , Fluoride (osseospeed®), Astratech™ et enfin l'hydroxyapatite plasma-sprayed (Cam Implants BV).

III.1.2.1. Titane Plasma Spray (TPS)

Pour obtenir cette surface, du titane à haute température est projeté sur la surface de l'implant par une troche à plasma. Une couche rugueuse avec des cavités de 7 µm de moyenne est ainsi obtenue à la surface de l'implant (Photo 3).

Buzer et col. (9) comparent les performances des surfaces TPS et lisse sur des minicohons dans une étude préclinique. Ils démontrent la supériorité de la surface TPS, dotée de cavités de 7µm, sur la surface dite lisse qui en réalité dispose de cavités de 0.2 µm. En effet le contact implant/os néoformé s'obtient plus rapidement avec la surface TPS comparé à la surface dite lisse.

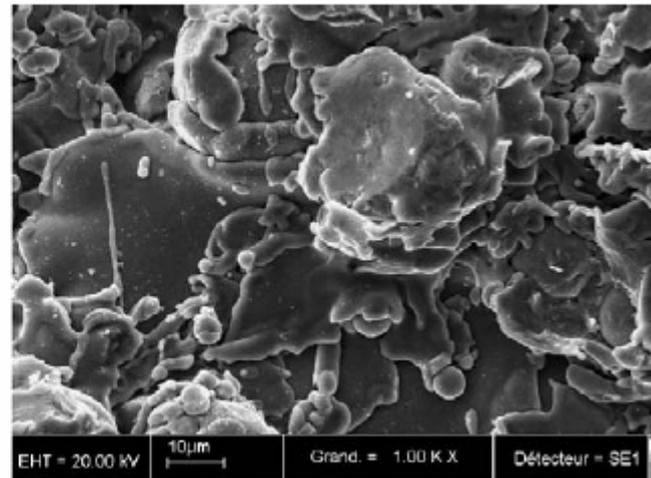
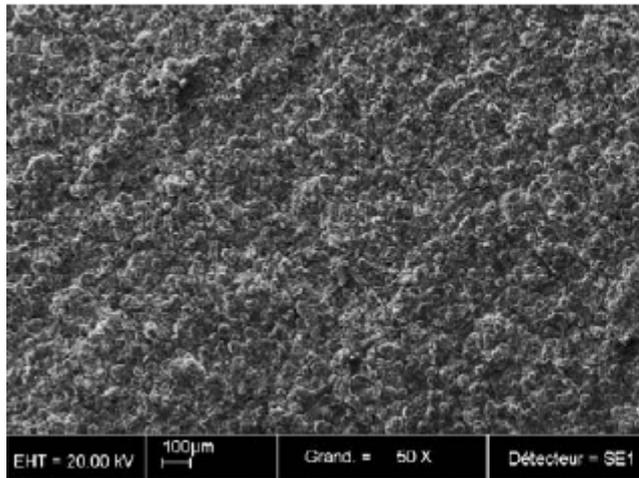


Photo 3/ microscopie électronique à balayage d'une surface TPS (Cam Implant BV®) (27).

Andersen et col. (3) ont suivi huit patients pendant cinq années chez lesquels ils ont posés huit implants unitaires Straumann® surface TPS mise en charge immédiatement avec une couronne provisoire en résine acrylique. Les couronnes provisoires sont réglées de façon à éviter les charges occlusales trop fortes puis sont remplacées six mois plus tard par des couronnes définitives. Au bout des cinq années, il n'y eu aucun échec.

Par contre certains auteurs ont noté une délamination à la surface des implants TPS, c'est le cas d'Urban et col. (44) qui rapportent la présence de particules titane dans le foie, la rate, et des agrégats de macrophages dans des nodules para-aortiques. Ceci à pour conséquence un risque accru de cancer de ces organes et, de façon moins importante, une ostéointégration implantaire tronquée.

III.1.2.2. Surfaces sablées

C'est une surface lisse sur laquelle on applique un jet de particules. On acquiert différentes rugosités selon le diamètre de ces particules. Ces dernières peuvent être des grains d'alumine, d'oxyde de titane, ou de phosphate de calcium et la rugosité atteint 3 à 4 µm (Photo 4). C'est un

procédé chimiquement stable et biocompatible. Cependant il est rapporté que des grains peuvent restés enchâssés dans des lacunes et lorsque ces particules sont en oxyde de titane ou d'alumine, ils contaminent la surface implantaire.

Un sablage au phosphate de calcium reste une solution davantage biocompatible (27).

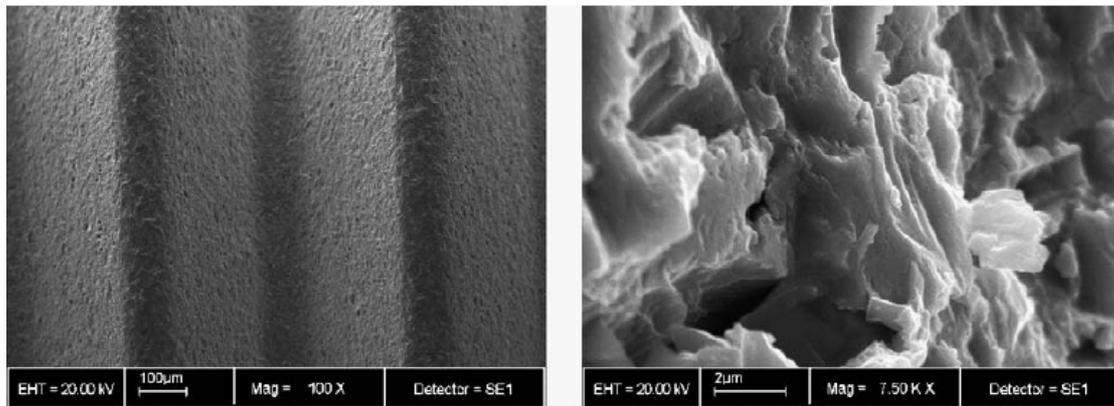


Photo 4/ Surface Tioblast™, sablage par oxyde de titane (Astratech®)(27).

Hansson (23) compare la qualité de la néoformation osseuse autour des implants lisse, surface TPS et surface Tioblast™ (sablage par oxyde de titane).

Il conclue que la qualité et la densité de l'os néoformé autour des implants lisse et TPS sont inférieures à celles de l'implant sablé à l'oxyde de titane.

III.1.2.3. Surfaces mordancées à l'acide.

Différents acides sont utilisées dans le mordantage des surfaces implantaires : les acides chlorhydrique, sulfurique, nitrique et fluorhydrique.

Le mordantage acide génère des micros puits de 0.5 à 2µm de diamètre (photo 5).

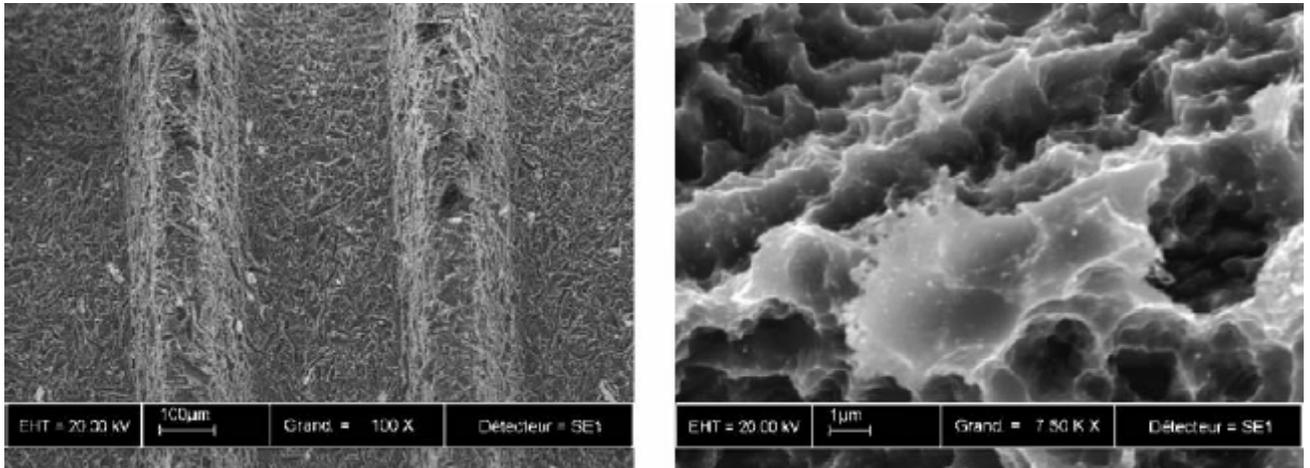


Photo 5 / Surface SLA™ obtenue par sablage et par double mordantage acide en microscopie à balayage (Straumann®)(27).

La surface SLA™ de Straumann® est acquise par sablage et double mordantage dans des bains d'acides chlorhydrique et sulfurique à 100°C (dual acid-etched).

Park et Davies (37) établissent la relation entre l'état de surface mordancée et la qualité de la densité de fibrine qui s'attache à la surface implantaire. Pour ces auteurs, la densité de fibrine autour des implants mordancés est supérieure à celle autour des implants sablés. La fibrine permettant aux cellules ostéogéniques d'adhérer aux micros puits, la surface mordancée favoriserait davantage l'ostéogénèse.

Cependant l'angle de contact des micros cavités avec les fluides physiologiques de la surface SLA est de 139°. Cet angle de contact rend la surface mordancée SLA™ très peu hydrophile et donc ne permet pas un contact rapide entre les cellules ostéogéniques et la surface implantaire. De plus le double mordantage n'élimine pas les particules de sablage restées encastrées dans les micros cavités de l'implant, altérant ainsi la biocompatibilité de ces surfaces. Malgré ces éléments à décharge (biocompatibilité altérée et faible mouillabilité), la surface sablée et mordancée reste un moyen thérapeutique efficace, par exemple Bornstein et

col. (7) posent 104 implants SLA™ sur des patients dont les bases osseuses sont de type 1 à 3. La mise en charge est à 6 semaines (mise en charge précoce). 89 implants sont placés dans la région mandibulaire postérieure et 15 dans la région postérieure maxillaire. Au bout des trois ans de suivi seul un implant fut perdu pendant la période de cicatrisation. Ils obtiendraient un taux de réussite de 99% et une perte d'os marginal moyenne de 0.2 mm par an.

Une évolution de cette surface, la SLA active™ (Straumann®), présente mouillabilité supérieure. En effet l'angle de contact de cette surface avec les fluides physiologiques est de 0° lui prêtant ainsi un aspect très hydrophile.

Schenk et col. (40) comparent le taux de contact des implants SLA™ standard et un implant SLA active™ avec l'os à 2, 4 et 8 semaines après la pose de l'implant (tableau 4).

Période de cicatrisation	Surface implantaire	Nombre d'implant	Taux moyen de contact os/implant
2 semaines	SLActive™	8	49.3
	SLA™	8	29.42
4 semaines	SLActive™	8	81.91
	SLA™	8	66.57
8 semaines	SLActive™	7	78.47
	SLA™	7	75.45

Tableau 4/ Comparaison de contact os/implant entre implant SLActive™ et SLA™(Straumann®)(40).

La mouillabilité de l'implant SLActive™ irait donc dans le sens d'une cicatrisation plus rapide que la moyenne en permettant l'adhésion plus «véloce» des cellules ostéogéniques sur la surface implantaire.

Une autre forme d'implant mordancé existe : les implants mordancés par acide fluorhydrique. Le but de ces surfaces est de réduire la période de cicatrisation grâce à une action à double échelle :

➤ micrométrique :

Comme les autres implants mordancés, les implants à surface mordancée par de l'acide fluorhydrique ont un indice de rugosité leur permettant d'avoir une stabilité primaire supérieure à celle des implants dits lisses (27) (Photo 6).

➤ nanométrique biologique :

Les surfaces en titane sont très réactives au traitement par les fluorures. Il se forme, à la surface des implants traités par les acides fluorhydriques, des molécules de TiF_4 solubles, les ions fluorures se retrouvent larguer dans l'environnement de l'implant lors de sa pose. L'action de ces ions fluorures serait double: physico-chimique et cellulaire.

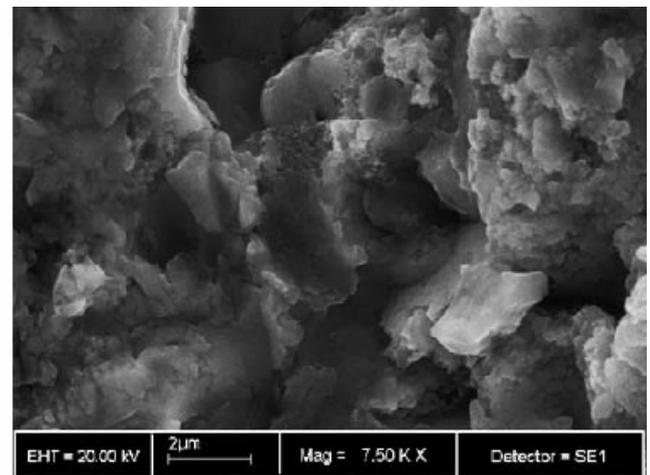
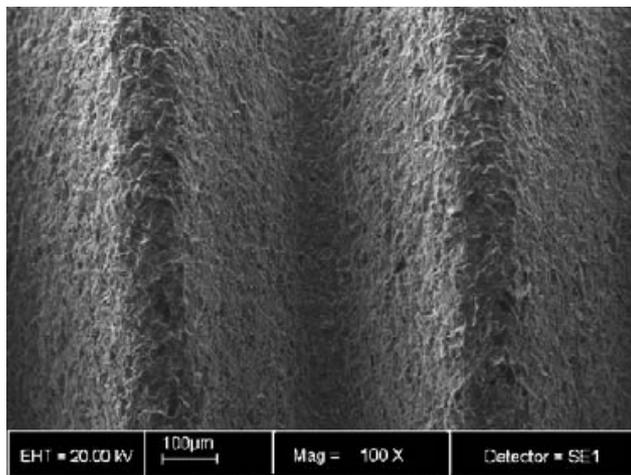


Photo 6/ Microscopie à balayage d'une surface mordancée à l'acide fluorhydrique (Osseospeed™ Astratech®)(27).

► *Aspect cellulaire.*

Ellingsen (17) rapporte que l'ion fluorure a un effet direct sur l'ostéogénèse en guidant la différenciation des cellules souches en cellules ostéoblastiques matures (Figure 14).

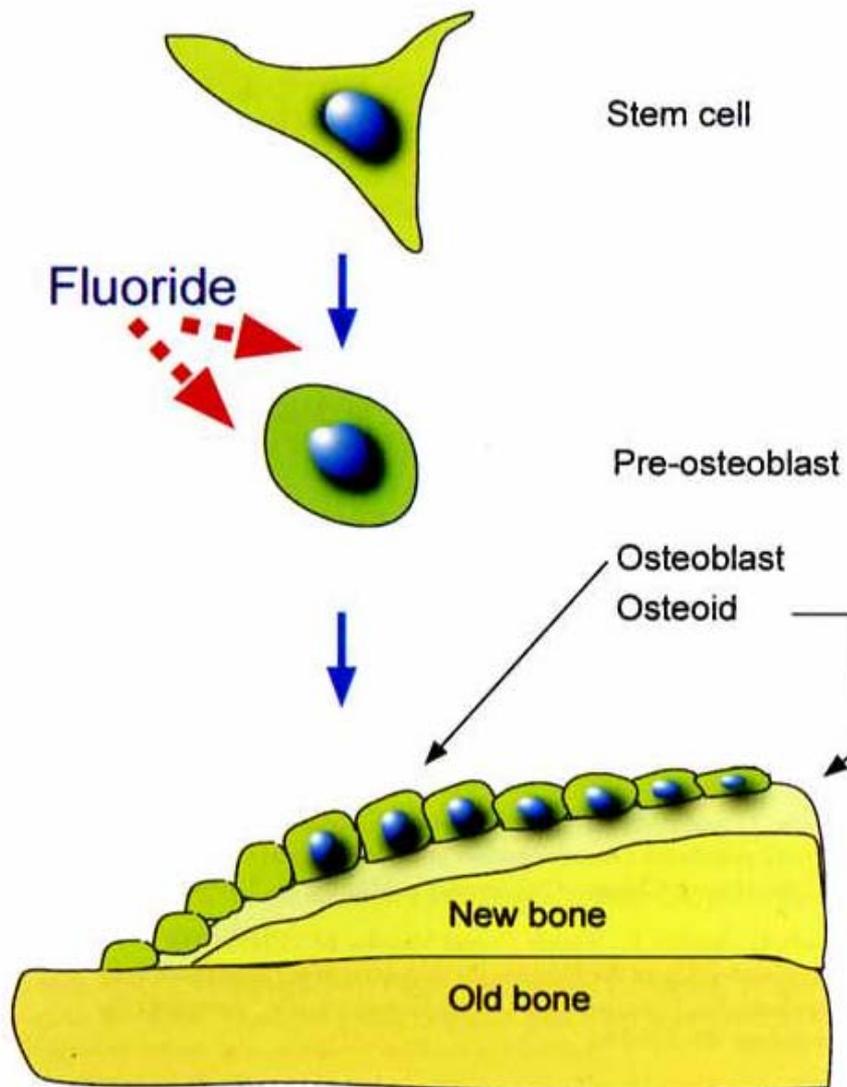


Figure 14/ Effet de l'ion fluorure sur la différenciation des cellules souches en ostéoblastes matures (17).

► *Aspect physico-chimique*

Comparée à une surface non traitée par des acides fluorhydriques, la surface de dioxyde de titane traitée par des fluorures permet une nucléation plus rapide des ions phosphate et calcium à la surface de l'implant, (Photo 7 et 8) (Figure 15 et 16).



Photo 7/
Microscopie
électronique
à
balayage de
Surface
implantaire
traitée par
des ions
fluorures et
présentant
une

nucléation des ions phosphate et calcium après exposition à une solution contenant ces ions phosphate et calcium (17).

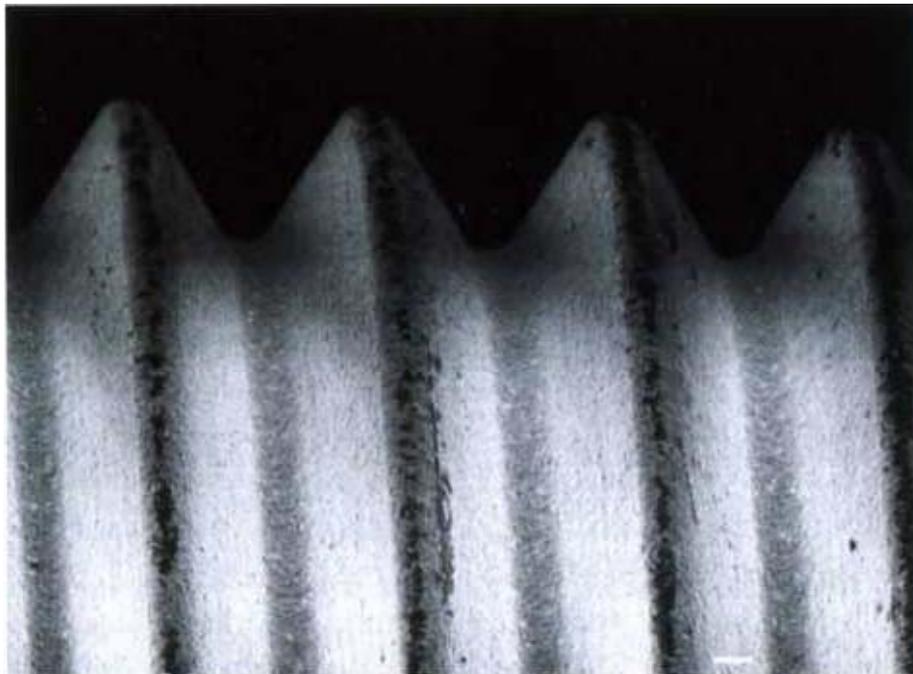


Photo 8/
Microscopie
à balayage
de surface
Tioblast™
non traitée
après
exposition à
la même
solution
ionique.
Notez
l'absence
de

nucléation de surface (17).

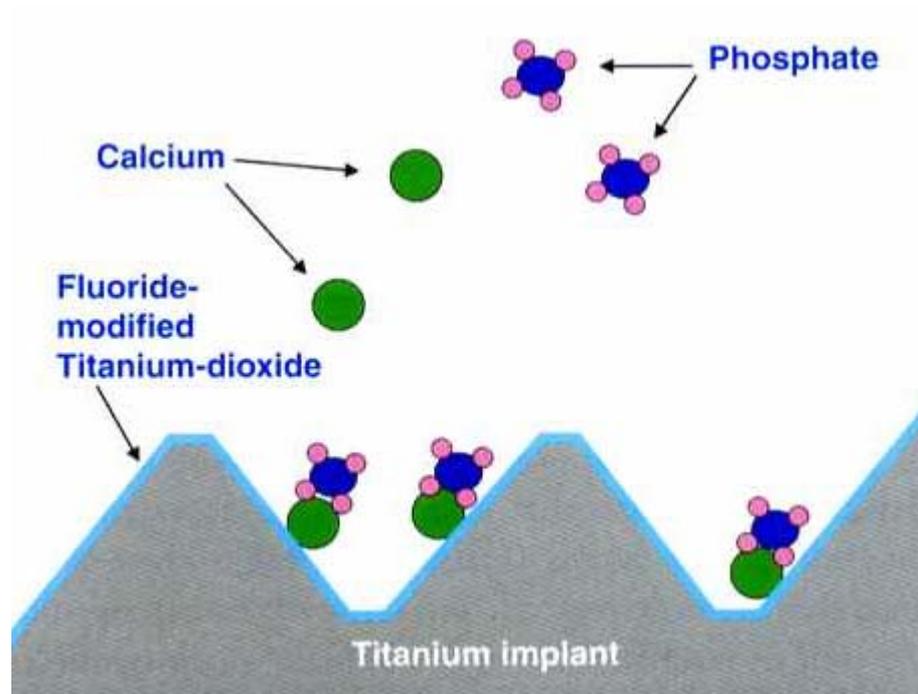


Figure 15 / Réaction des ions phosphate et calcium sur la surface traitée par des fluorides (17).

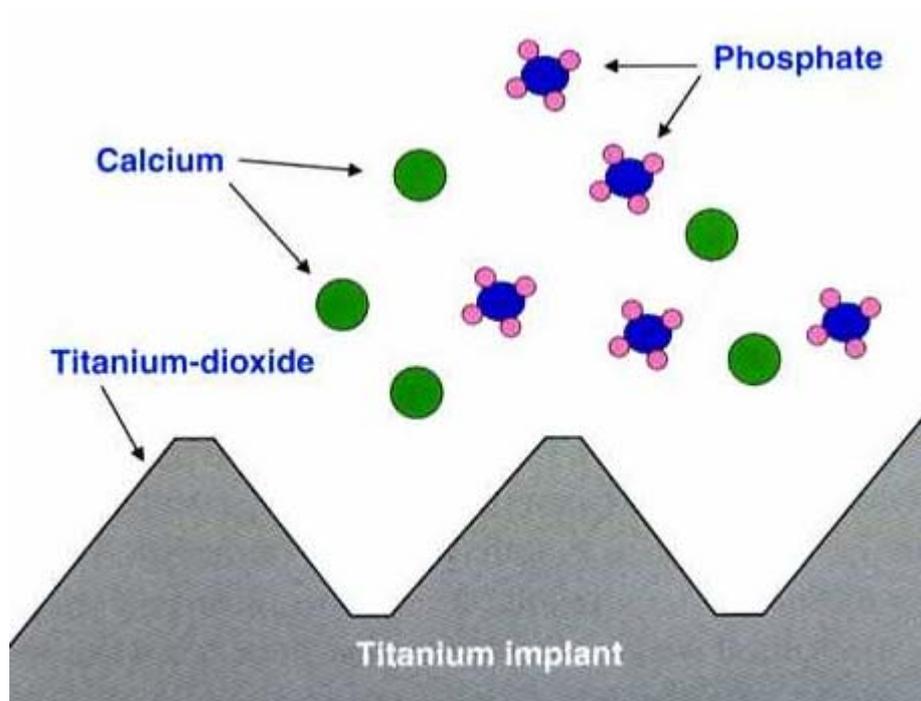


Figure 16 / Affinité peu évidente des ions calcium et phosphate pour la surface implantaire non traitée (17).

En résumé, l'ion fluoride permet une précipitation et une nucléation de surface des ions calcium et phosphate, donc un effet notable sur la balance phospho-calcique. Cette balance phospho-calcique influence la différenciation et la maturation des cellules souches en ostéoblastes. Ainsi par une différenciation orientée des cellules souches en pré-ostéoblastes plutôt qu'en pré-ostéoclastes et une maturation plus rapide de ces cellules, l'ion fluoride permettrait d'avoir une cicatrisation plus rapide ; une action directe sur la période critique quelque soit le type d'os (16). Se basant sur cette notion, Ellingsen, 2006 (17) aurait pratiqué la mise en charge à 4 semaines d'implants traités par des ions fluorides.

III.1.2.4. Hydroxyapatite plasma-sprayed

Cette surface est formée de la même manière que la surface TPS en y remplaçant le titane par de l'hydroxyapatite. Elle se présente comme une surface rugueuse d'indice Ra 1.06 de moyenne, et un angle de contact avec les fluides physiologiques de 57.4° de moyenne, valeur proche des surfaces lisses (27) (photo 9).

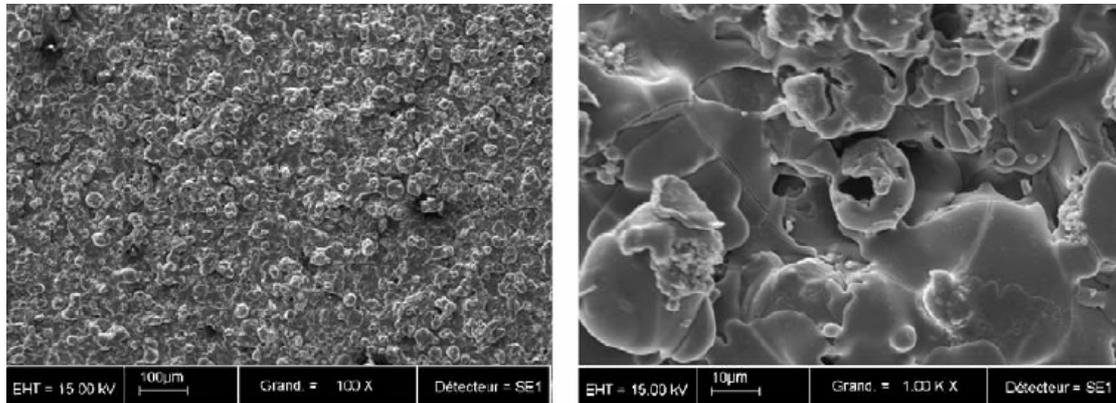


Photo 9/ Microscopie à balayage d'une surface hydroxyapatite plasma-sprayed(Cam Implant BV)(27).

Selon Le Guehenec et col., 2006 (27) cette surface s'inspirerait du processus naturel de biominéralisation des apatites. Cependant peu d'étude in vivo existe sur ce sujet.

III.2.La chirurgie

Selon Albrektsson et col. (1), les traumatismes subis par l'os durant la chirurgie implantaire sont d'importantes causes d'échec. Le principal facteur de stress pendant la chirurgie implantaire est le forage. Ainsi un forage peu traumatique permettra une cicatrisation plus rapide et donc, un délai de mise en charge écourté.

Ercoli et col. (19) ont testés différents forets de 2 et 3 mm de diamètre. Ils déterminent l'importance de différents facteurs sur l'efficacité de coupe et leurs effets sur la température de l'os environnant pendant le forage. Ils en retirent les conclusions suivantes :

✿ La forme des hélices, les matériaux de composition et les propriétés mécaniques du foret composent avec l'efficacité de coupe et la durée de vie du foret.

Les matériaux de composition confèrent au foret et plus précisément aux extrémités de l'hélice une dureté indexée par Vickers. En effet une dureté de Vickers supérieur à un indice de 500 est un gage de durabilité et d'intégrité du foret ce qui ne s'applique pas certaines hélices recouvertes de titane. Dans cette étude, on rapporte que des fractures se sont produites avec les forets dont la dureté de Vickers est inférieure à 500.

Il semble aussi que des hélices très coupantes soient moins néfastes que des hélices usées, Chacon et col. (11) préconisent de ce fait l'usage unique des forets pour éviter toute usure iatrogène.

✿ Les températures enregistrées par le thermocouple ne semblent pas différentes entre chaque foret. Par contre le forage au-delà de 10mm provoque une augmentation notable de la température d'où l'importance d'utiliser des implants autotaraudants pour soulager la progression dans les derniers millimètres.

✿ L'utilisation continue pendant le taraudage est très néfaste et il faut donc privilégier un forage par intermittence.

✿ Mais par-dessus tout, c'est la température et le débit de l'irrigation qui limitent le plus le caractère iatrogène du forage, que ce soit avec une irrigation interne, externe ou double.

En conséquence, il est important de respecter ces dernières obligations pour une cicatrisation optimale de l'os foré. On évitera en conséquence d'augmenter le délai de cicatrisation, et par conséquent d'allonger le délai de mise en charge.

III.3.LA PROTHESE.

Le développement des matériaux de prothèses permet aux prothèses transitoire et définitive d'avoir d'autres qualités mécaniques. Les prothèses en sont plus rigides et permettent une solidarisation plus efficace des implants. La solidarisation des implants permet de décomposer les forces masticatoires, évitent ainsi tous micromouvements délétères (13). Mais cette évolution ne s'adresse qu'aux prothèses totales(18).

. Cochran et col. (15) déterminent un consensus des différentes mises en charge selon l'édentement (Tableau 5).

Cette conférence de consensus repose sur une revue de la bibliographie assez large dont la sélection d'articles est basée sur deux critères :

- ▶ suivi d'au moins un an des patients implantés
- ▶ études randomisées

✿Prothèse totale mandibulaire

Pour la mise en charge immédiate en prothèse totale mandibulaire de 4 implants liés par une barre rigide dans la région interforaminale, Cochran et col. (15) se sont basés sur 7 études regroupant 376 patients et 1529 implants.

Concernant la mise en charge précoce d'implants en prothèse totale mandibulaire avec overdenture, ils se basent sur 6 publications mêlant 85 patients et 230 implants.

A propos de la mise en charge immédiate d'implants supportant une restauration totale fixée mandibulaire, le procédé est documenté par 15 articles concernant 387 patients et 2088 implants.

6 publications traitent de 51 patients et de 272 implants pour corroborer le protocole de mise en charge précoce d'une restauration fixe totale mandibulaire.

✿Prothèse totale maxillaire

Il n'existe aucun article répondant aux critères de sélection concernant la mise en charge immédiate ou précoce d'implants supportant une overdenture.

La mise en charge immédiate d'implants supportant une prothèse totale fixée est documentée par 7 publications avec 30 patients et 276 implants.

La mise en charge précoce d'implants supportant une prothèse totale fixée est documentée par 4 articles concernant 26 patients et 192 implants.

✱ Prothèses partielle et unitaire

La mise en charge immédiate en prothèse partielle est très peu documentée.

Par contre la mise en charge précoce en prothèse partielle est largement documentée mais l'auteur n'indique pas le nombre d'articles, de patients ou d'implants.

En ce qui concerne la prothèse unitaire, aucun consensus n'est adopté et propose de s'en remettre au protocole habituel de mise en charge à 3 mois.

	Mise en charge immédiate	Mise en charge précoce
Edentement total mandibulaire	<ul style="list-style-type: none"> ✱ Prothèse adjointe totale retenue et/ou soutenue par une barre rigide reliant les implants, ou bien prothèse totale avec une armature en résine acrylique et/ou en métal solidarisant les implants. ✱ Plus de 4 implants sont nécessaire pour supporter une restauration provisoire rigide reliant les implants ou une restauration fixe avec une armature rigide en résine acrylique ou en métal reliant les implants. 	<ul style="list-style-type: none"> ✱ 2 implants peuvent être placés pour maintenir une prothèse adjointe totale. Les implants sont soit libres ou reliés par une barre. A condition d'avoir des implants rugueux et une période de cicatrisation d'au moins 6 semaines. ✱ 4 implants peuvent soit être reliés par une barre rigide ou être libres pour supporter une prothèse totale ou soit être fixés à une prothèse totale munie d'une armature en résine acrylique ou en métal. Les implants doivent rugueux et mis en charge après une période de cicatrisation de 6 semaines. ✱ Plus de 4 implants rugueux peuvent être mis en charge précocément avec une prothèse fixée munie d'une armature rigide permettant la solidarisation des implants après une période de cicatrisation de 6 semaines
Edentement total maxillaire	Pas de consensus	<ul style="list-style-type: none"> ✱ 4 ou plus de 4 implants rugueux solidarisés ou non chargés par une prothèse adjointe totale après une période de cicatrisation de 6 semaines posés dans un os de type 1, 2 ou 3 (28). ✱ 4 ou plus de 4 implants rugueux solidarisés par une prothèse à armature rigide en résine acrylique ou en métal après une période de cicatrisation de 6 semaines et posés dans un os de type 1, 2 ou 3.(28)
Edentement partiel	Pas de consensus	Des prothèses fixées sont recommandées. Les cas diffèrent beaucoup selon le type d'édentement mais dans tous les cas de figure il faut des implants rugueux posés dans un os de type 1, 2 ou 3 et une période

		de cicatrisation de 6 à 8 semaines
Edentement unitaire	Pas de consensus	Pas de consensus

Tableau 5 : Consensus sur les mises en charge en prothèses adjointe partielle et unitaire (14).

CONCLUSION

Les délais de mise en charge qui était, au départ, de huit mois au maxillaire, et six mois à la mandibule avec Bränemark et Kirsch, ont évolué vers une mise en charge immédiate dans certains cas de prothèses totales mandibulaires, et ceci grâce aux progrès techniques et technologiques.

Cette évolution fut permise par l'utilisation de **moyens de mesure** de la stabilité primaire et de l'ostéointégration, à savoir le Périotest®, les torques de serrage et l'Osstel™. L'Osstel™ ou l'Analyse par Fréquence de Résonance (RFA) semble être la technique la plus appropriée pour le suivi de la stabilité implantaire de par sa simplicité et sa répétitivité. En effet, la RFA, a permis de quantifier les micromouvements néfastes, de préciser la période critique de la cicatrisation osseuse et enfin de quantifier la stabilité primaire efficace.

Ensuite, les récentes découvertes dans la **macrostructure implantaire** ont aussi permis un raccourcissement du délai de mise en charge. Les études ont démontré la supériorité :

- des implants vissés sur les implants impactés dits lisses
- des implants coniques sur les implants droits
- des implants à col fileté ou micro fileté sur les implants à col lisse
- des implants à connexion interne sur les implants à connexion externe.

L'évolution des connaissances scientifiques concernant la rugosité, la mouillabilité et la composition de surface des implants, a permis la découverte de nouvelles interactions entre les cellules de l'hôte et la surface implantaire. Etant peu documentés chez l'Homme, les progrès de la **nanostucture implantaire** ne semblent pas faire l'unanimité. Les auteurs semblent bien d'accord sur le fait qu'un implant rugueux a une stabilité primaire supérieure à celle d'un implant à surface lisse.

Ainsi les développements de la **macrostructure** et de la **microstructure** et leurs suivis cliniques à long terme, ont permis de confirmer

la réduction du délai de mise en charge à 4 semaines au maximum pour tous les types d'édentements.

Malgré les incertitudes des résultats du développement de la nanostructure, cette dernière reste le fer de lance de la recherche actuelle en implantologie. Par ailleurs, des méthodes biomimétiques de modulation de la période critique ont été conçues notamment l'adjonction d'une surface de phosphate de calcium biomimétique ou encore le recouvrement de surface par des facteurs de croissance. Mais ses adjonctions en surface sont encore au stade expérimental.

La réduction des traumatismes lors de la pose de l'implant a aussi permis de réduire le délai de mise en charge.

L'auto-taraudage, l'irrigation chirurgicale, la qualité des forets et l'évolution de la technique de forage ont contribué à réduire les traumatismes liés à la chirurgie. Ce facteur chirurgical reste le plus aléatoire car il est dépendant de la dextérité du chirurgien.

Et enfin, la réduction du délai de mise en charge est rendue aussi possible par la progression des matériaux de prothèses provisoires ou définitives. Les armatures rigides en résine acrylique ou en métal des prothèses transitoires ont contribué à minimiser les micromouvements néfastes lors de la mise en charge immédiate d'implants dans le cadre notamment d'un édentement total mandibulaire.

Ainsi après avoir énuméré les différents facteurs qui ont fait évoluer la mise en charge, et malgré les certitudes et les récentes découvertes, il y a toujours un facteur limitant incompressible et naturel qui limite la réduction du délai de mise en charge: la période critique de cicatrisation.

Peut-on aller contre-nature pour rétablir le naturel ?

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

1- ALBREKTSSON T et ERIKSSON RA.

Thermally induced bone necrosis in rabbits: relation to implant failure in humans.

Clin Orthop 1985;**195**:311-312.

2-ALBREKTSSON T et WENNERBERG A.

Oral implant surfaces. Part 2: review focusing on clinical knowledge of different surfaces.

Int J Prosthodont 2004;**17**:544-563.

3-ANDERSEN E, HAANAES HR et KNUTSEN BM.

Immediate loading of single-tooth ITI implants in the anterior maxilla: a prospective 5-year pilot study.

Clin Oral Implants Res 2002;**13**:281-287.

4-BAMBINI F, MEME L, PELLECCIA M et coll.

Comparative analysis of deformation of two implant/abutment connection systems during implant insertion. A in vitro study.

Minerva Stomatol 2005;**54**:129-138.

5-BARTOLUCCI EG et MANGANO C.

Réussir les implants dentaires.

Paris: Masson , 2006:143-150.

6-BERNARD JP et BELSER UC.

Twelve years of clinical expérience with ITI dental implant system at the University of Geneva.

J Parodontol Implantol Orale 2002;**21**:109-135.

7-BORNSTEIN MM, LUSSI A, SCHMID B et coll.

Early loading of nonsubmerged titanium implants with a scanblasted and acid etched(SLA)surface: 3 years results of a prospective study in partially edentulous patients.

Int J Maxillofac Implants 2003;**18**:659-667.

8-BRANEMARK PL.

Introduction to ostéointégration.

Chicago: Quintessence, 1985:11-76.

9-BUZER D, SCHENK R, STEINEMANN S et coll.

Influence of surface characteristics of bone integration of titanium implant. A histomorphometric study on miniature minipigs.

J Biomed Mater Res 1991;**25**:889-902.

10-CAMERON HU.

The effect of movement on the bonding of porous metal to bone.

J Biomed Mater Res 1973;**7**(4):301-311.

11-CHACON GE, BOWER DL, LARSEN PE et coll.

Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization.

J Oral Maxillofac Surg 2006;**2**:265-269.

12- COCHRAN DL, SCHENK R, LUSSI A et coll.

Bone response to unload and load titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: A histometric study in the canine mandible.

J Biomed Mater Res 1998;**40**:1-11.

13-COCHRAN DL, BUSER D, BRUGGENKATE CMT et coll.

The use of reduce healing times on ITI® implants with a scanblasted and acid-etched (SLA) surface: enrole results from clinical trials on ITI® SLA implants.

Clin Oral Implants Res 2002;**13**:144-153.

14- COCHRAN DL, BAREWAL RM, OATES TM et MEREDITH N.

Resonance Frequency Measurement of implant Stability In vivo on Implants with a scanblasted and acid-etched surface.

Int J Oral Maxillofac Implants 2003;**18**:641-651.

15-COCHRAN DL.

Loading protocols for endosseous dental implants

Int J Oral Maxillofac Implants 2004;**19**:75-113.

16-COOPER LF, RAHMAN A, MORIARTY J et coll.

Immediate mandibular rehabilitation with endosseous implants: simultaneous extraction, implant placement, and loading.

Int J Oral Maxillofac Implants 2002 ;**17**:517-525.

17-ELLINGSEN JE.

The development of a bone regeneration promoting implant surface.

App Osseoint Res 2006;**5**:18-23.

18-ENGQUIST B, ASTRAND P, ANZEN B et coll.

Simplified methods of implant treatment in the edentulous lower jaw. Part II: Early Loading.

Clin Implant Dent Rel Res 2004;**6**:90-100.

19-ERCOLI C, FUNKENBUSH PD, LEE H-Je et coll.

The influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: a study of drill durability.

Int J Oral Maxillofac Implants 2004;**19**:335-349.

20-ERICSSON I, RANDOW K, GLANTZ PO et coll.

Clinical and radiological features of submerged and non-submerged titanium implants.

Clin Oral Implants Res 1994;**5**:185-189.

21-FELDMAN S, BOITEL N, WENG D et coll.

Five-year survival distributions of short-length (10 mm or less) machined-surfaced and Osseotite® implants.

Clin Implant Dent Rel Res 2004;**6**:16-23.

22-GLAUSER R, RUHSTALLER P, WINDISH S et coll.

Immediate occlusal loader of Branemark System® TiUnite™ Implants placed predominantly in soft bone: 4-year result of a prospective clinical study.

Clin Implant Dent Rel Res 2005;**7**:52-59.

23-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**:286-293.

24-HANSSON S.

The dental implant meets bone-a clash of two paradigmes.

App Osseoint Res 2006;**5**:5-17.

25-KANEKO T.

Pulsed oscillation technique for assessing the mechanical state of the dental implant-bone interface.

Biomaterials 1991;**12**:555-560.

26-LAZZARA R, PORTER SS, TESTORI T et coll.

A prospective multicenter study evaluating loader of Osseotite implants two months after placements. One year results.

J Esthet Dent 1998;**10**:280-289.

27-LE GUEHENEC L, SOUEIDAN A, LAYROLLE P et AMOURIQ Y.

Surface treatment of titanium dental implants for rapid osteointegration.

Dent Mater 2006: sous presse

28-LEKHOLM U et ZARB GA.

Patient selection and preparation.

In: BRANEMARK P-I, ZARB GA, ALBREKTSON T, Tissue-integrate prosthese: osteointegration in clinical dentistry.

Chicago:Quintessence,1985:199-209.

29- MAEDA Y, SATOH T et SOGO M.

In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant–abutment connections: a short communication.

J Oral Rehabil 2006;**33**:75

30-MARTINEZ H et DAVARPANAH M.

Choix raisonné de la chronologie thérapeutique en implantologie.

Implantodontie 2003;**12**:11-21.

31-MEREDITH N, ALLEYNE D et CAWLEY P.

Quantative determination of the implant-tissue interface using résonance frequency analysis.

Clin Oral Implants Res 1996;**7**:267-272.

32-MEREDITH N, BOOK K, FRIBERG B et coll.

Resonance frequency measurments of implant stability in vivo: a cross-sectional and longitudinal study of résonance frequency measurments on implants in the edentelous and partially dentate maxilla.

Clin Oral Implants Res 1997;**8**:226-233.

33-MORDENFELD HM, JOHANSSON A et coll.

A retrospective clinical study of wide diameter implants used in posterior edentulous areas.

Int J Oral Maxillofac Implants 2004;**3**:387-392.

34-NIKELLIS I, LEVI A et NICOLOPOULOS C.

Immediat loader of 190 endosseous dental implants: a prospective study of 40 patient traetments with up to 2 years data.

Int J Oral Maxillofac Implants 2004;**19**:116-123.

35-O'SULLIVAN D, SENNERBY L, JAGGER D et MEREDITH N.

A comparison of two methods of enharnacher implant primary stability.

Clin Implant Dent Rel Res 2004;**6**:48-57.

36-OTTONI JMP, OLIVEIRA ZFL, MANSINI R et CABRAL AM.

Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants.

Int J Oral Maxillofac Implants 2005;**20**:769-776.

37-PARK JY et DAVIES JE.

Red blood cell and platelet interactions with titanium implant surfaces.
Clin Oral Implants Res 2000;**11**:530-539.

38-SCHNITMAN PA, WOHRLE PS et RUBENSTEIN JE.

Immediate fixed interim prostheses supported by two-staged threaded implants: methodology and results.
J Oral Implantol 1990;**16**:96-105.

39-SCHNITMAN PA, WOHRLE PS, RUBENSTEIN JE et coll.

Ten-year results for Branemark implants immediately loader with fixed prostheses at implant placement.
Int J Oral Maxillofac Implants 1997;**12**:495-503.

40-SHENK RK, HJORTING-HANSEN E et BUSER D.

Bone integration of implants.
Forum Implantologicum 2006;**2**:14-23.

41-SNAUWAERT K, DUYCK J, Van STEENBERGHE D et coll

Time dependent failure rate and marginal bone loss of implant supported prostheses: a 15-year follow-up study.
Clin Oral Invest 2000;**4**:13-20.

42-TADA S, STEGAROIU R, KITAMURA E et coll.

Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis.
Int J Oral Maxillofac Implants 2003;**18**:357-358.

43-TESTORI T, MELTZER A, DEL FABBRO M et coll.

Immédiate occlusal loading of Osseotite implants in the lower edentulous jaw.

A multicenter prospective study.

Clin Oral Implants Res 2004;**15**:278-284.

44-URBAN RM, JACOBS JJ, TOMLINSON M J et coll.

Dissemination of wear particules to the liver, spleen and abdominal lymph nodes of patients wich hip or knee replacement.

J Bone Jt Surg Am 2000;**82**:457-477.

45-WOHRLE PS.

Single-tooth replacement in the aesthesic zone with immediate provisionalization: fourteen consecutive case reports.

Pract Periodontics Aeternam Dent 1998;**10**:1107-1114.

BELAZRAGUE (Yassin).- Evolution du délai de mise en charge des implants endomaxillaires. - 59f. ; ill. ; tabl. ; 45 ref. ; 30 cm.
(Thèse : Chir. Dent. ; Nantes ; 2006)

L'implantologie fait aujourd'hui partie intégrante de la thérapeutique proposée en omni-pratique dentaire. Les techniques chirurgicales et prothétiques dans ce domaine, ont subi plusieurs évolutions dans un objectif d'améliorer la pérennité du traitement et le confort des patients. Le concept de mise en charge des implants a aussi considérablement évolué. Il est passé de la mise en charge différée (quelques mois) à la mise en charge immédiate ou précoce. En effet, le raccourcissement de ces délais de mise en charge est lié aux progrès techniques et technologiques apportés à la fois et principalement sur la structure physique des implants mais aussi sur la qualité des matériaux de restauration prothétique. Cependant, malgré toutes les certitudes et les récentes découvertes, il demeure actuellement un facteur limitant, incompressible et naturel : la période critique de cicatrisation pendant laquelle toute mise en charge fonctionnelle est risquée.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT : Implantologie dentaire.

DOMAINE BIBLIODENT : Chirurgie Implantaire.

MOTS CLES : Implant dentaire – Chirurgie – Prothèse.

MESH : Dental implant – Surgery - Prosthesis.

MOTS CLES BIBLIODENT : Implant – Prothèse implantaire – Chirurgie.

JURY

Président : Monsieur le Professeur Olivier LABOUX

Assesseur : Monsieur le Professeur Bernard GUIMELLI

Directeur : Monsieur le Docteur Saïd KIMAKHE

Co-directeur : Monsieur le Docteur Jean-François BREMONT

Adresse de l'auteur :

BELAZRAGUE Yassin – 20 rue Louis Blanc – 44200 NANTES.
belazraquey@yahoo.fr