



HAL
open science

Pertinence des publications scientifiques en implantologie orale: les états de surface

Sophie Mayot

► **To cite this version:**

Sophie Mayot. Pertinence des publications scientifiques en implantologie orale: les états de surface. Sciences du Vivant [q-bio]. 2009. hal-01734060

HAL Id: hal-01734060

<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01734060v1>

Submitted on 14 Mar 2018

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

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



AVERTISSEMENT

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

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

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

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

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

*Pertinence des publications
scientifiques en Implantologie orale :
les états de surface*

Sommaire

1^{ère} partie : Introduction

2^{ème} partie : Généralités

2. 1. Historique de l'implantologie orale

2. 2. L'ostéointégration et les implants

2. 3. Les implants dentaires

2. 3. 1. La morphologie implantaire

2. 3. 2. Les états de surface : historique

2. 3. 2. 1. Surface usinée

2. 3. 2. 2. Surface rugueuse

2. 3. 2. 2. 1. Méthode par addition

2. 3. 2. 2. 1. 1. Le projetat par la torche à plasma

2. 3. 2. 2. 1. 2. L'oxydation anodique

2. 3. 2. 2. 2. Méthode par soustraction

2. 3. 2. 2. 2. 2. Méthode par soustraction chimique : le mordantage

2. 3. 2. 3. Conclusion

2. 4. Réponse osseuse à l'implantation

2. 4. 1. Mise en évidence in vitro de la réponse osseuse

2. 4. 2. Mise en évidence in vivo de la réponse osseuse

2. 5. Conclusion

3^{ème} partie : Exposition de la problématique

4ème partie : Méthodologie

4. 1. Etude à partir d'une analyse scientifique : objectifs

4. 2. Chronologie de la recherche

4. 2. 1. Sélection des articles

4. 2. 1. 1. Sélection de la période de la recherche

4. 2. 1. 2. Sélection d'un mot clé

4. 2. 1. 3. Sélection des revues

4. 2. 1. 4. Sélection des articles

4.2.2. Analyse des articles sélectionnés

4.2.2.1. Type d'article

4.2.2.2. Le facteur d'impact

4.2.2.3. Analyse détaillée des articles

4.3. Hypothèse de recherche

5ème partie : Résultats

5. 1. Description des articles sélectionnés

5. 2. Analyse des études des articles sélectionnés

5. 3. Statistiques

5. 3. 1. Distribution des articles en fonction de le revue scientifique

5. 3. 2. Distribution des articles en fonction du type d'article

5. 3. 3. Distribution des articles en fonction de leur niveau de preuve

5. 3. 4. Distribution des articles en fonction du facteur d'impact

5. 3. 5. Distribution des articles en fonction des résultats des études

5. 3. 6. Distribution des articles en fonction de la nature comparative ou non des études

5. 3. 7. Distribution des articles en fonction du caractère uni- ou multicentrique des études

5. 3. 8. Distribution des articles en fonction de la présence ou non d'un conflit d'intérêt au sein de l'étude

5. 3. 9. Distribution des articles en fonction du nombre de sujets inclus dans l'étude

6^{ème} partie : Discussion

6. 1. La pertinence des articles scientifiques : faut-il remettre en cause la littérature scientifique ?

6. 2. Le conflit d'intérêts dans les revues scientifiques

6.3. La fraude scientifique

7^{ème} partie : Conclusion

Bibliographie

1^{ère} partie :
Introduction

Les implants dentaires existent depuis plus de 30 ans et le recours à ces techniques implantaire est jugée fiable avec des taux de succès qui dépassent les 95 %.

Force est de constater qu'il existe une multiplicité et une hétérogénéité de systèmes implantaires proposés par les industriels, à tel point qu'il peut être difficile pour le clinicien de choisir de façon objective le meilleur. En 2000, Binon (1) comptabilise plus de 90 formes différentes d'implants, sans prendre en compte les diverses connexions auxquelles ils sont associés. Jokstad en 2003 (2) estime que dans une situation thérapeutique donnée, le praticien a la possibilité de choisir entre plus de 2000 solutions implantaires ! Le trouble, l'hésitation, le doute peuvent alors s'installer dans l'esprit du clinicien au moment du choix. Alors que notre exercice se dirige vers un exercice fondé sur la preuve (evidence based odontology), laquelle preuve est apportée par les études scientifiques publiées et validées par des experts selon des critères définis, comment faire le tri entre une véritable avancée technologique, un gadget inutile, voire un système dangereux car insuffisamment éprouvé et rapidement mis sur le marché.

S'il y a un besoin évident de preuves scientifiques solides pour aider le praticien à opter pour le meilleur traitement du moment compte tenu de l'évolution technologique, faut-il encore que le professionnel dispose de critères objectifs (impact factor, littérature anglo-saxonne versus francophone...) pour aller chercher à la source les informations utiles à une pratique optimale. Si les professionnels se trouvent confrontés à l'abondance des flux d'information scientifique, les comités éditoriaux des revues eux doivent faire face au défi de publier dans leurs colonnes des articles originaux et de haute valeur scientifique et professionnelle.

La problématique à laquelle nous nous sommes intéressée est la suivante : pouvons nous faire confiance systématiquement à la littérature scientifique et aux études publiées dans la littérature professionnelle ou autrement dit quelle est la qualité des preuves et la pertinence de cette production scientifique?

Sur le plan méthodologique, parmi trois évolutions technologiques majeures ayant le plus de conséquences en pratique implantaire selon Renouard (3) à savoir les états de surface, la morphologie implantaire, les diamètres et les longueurs nous avons été contraints de sélectionner un seul paramètre pour des raisons matérielles.

Le choix de **l'état de surface** s'est rapidement imposé devant les deux autres étant donné le nombre d'articles publiés sur cette thématique, la réelle compétition entre les firmes industrielles pour innover et proposer des implants avec de nouvelles surfaces.

2^{ème} partie :
Généralités

2. 1. Historique de l'implantologie orale

Il est facile d'imaginer que l'Homme a eu très tôt l'instinct de ramasser une dent expulsée lors d'un combat et de la repositionner dans son alvéole. De nombreuses découvertes archéologiques l'attestent tout au long de l'histoire de l'Homme (4).

Dès la période antique, des fouilles ont permis de retrouver des preuves attestant les premières tentatives d'implantation de dents d'animaux ou de dents sculptées dans de l'ivoire ; ceci notamment dans la culture égyptienne où il semble qu'avant la momification des décédés, leurs édentements étaient traités.

Puis pendant la période médiévale, les premiers implants semblent avoir été mis en place. Les hommes ont montré un intérêt à remplacer une dent perdue ; on a retrouvé une pierre noire placée dans l'alvéole d'une incisive latérale datant de 1000 ans et des dents tombées ou des morceaux d'os de bœuf sculptés sont mis en place dans des alvéoles et consolidés par un procédé de ligature au fil d'or ou d'argent.

En 1557, M. de Cartillo obtura une fissure palatine grâce à une plaque en or.

En 1560, un des plus grands chirurgiens barbiers d'Europe, Ambroise Pare décrit la transplantation et la réimplantation et évoque un premier implant réalisé en France aux environs de 1500.

En 1746, Pierre Fauchard prescrit de « *ne jamais arracher et jeter une dent qui vacille. Il faut, poursuit-il, d'abord l'enlever, puis la limer un peu à la racine, l'obturer avec du plomb ou des feuilles d'or et la replacer dans son alvéole, en ayant soin de la ligaturer aux voisines avec du fil d'or ou de soie* ». A cette époque, les transplantations représentaient encore une grande partie de l'implantologie.

Au fil des ans, l'idée de l'implantologie a évolué. C'est à partir de la naissance de l'implantologie endo-osseuse que les réactions tissulaires à différents matériaux ont été étudiées. Divers matériaux furent prônés: les métaux (platine, argent, étain), l'or, le caoutchouc, l'ivoire, le bois, la porcelaine.

En 1809, Maggilio posa un implant en or dans un site post-extractionnel puis réalise la prothèse après la cicatrisation tissulaire.

En 1888, Berry élabora les premiers principes de biocompatibilité (nécessité d'utiliser des matériaux évitant une contamination) et de stabilité primaire (nécessité d'une stabilité immédiate de l'implant).

En 1901, Payne décrit un implant en or en forme de panier cylindrique qu'il met en place après élargissement du diamètre de l'alvéole à l'aide d'un foret.

En 1913, Greenfield décrit une racine artificielle en forme de cylindre creux fenêtrée. L'alvéole n'est pas creusée, le trépan évide une tranchée au milieu de laquelle l'os est intact. Après l'obtention de l'ostéointégration, la connexion prothétique est établie.

A la fin des années 30, de nouvelles innovations chirurgicales et prothétiques ont été développées. Trois types d'implants sont alors mis au point : les implants endodontiques, les implants sous-périostés et les implants endo-osseux. C'est la période moderne de l'implantologie.

Les implants endo-osseux ont été développés et ont présentés divers aspects avec entre autre :

- l'implant hélicoïdal de Formiggini en spirale ;
- l'implant en double hélice spirale de Chercheve
- l'implant en aiguille de Scialom
- l'implant lame de Linkow
- l'implant transmandibulaire de James
- l'implant tridimensionnel de Juillet

Mais tous ces implants ont mené à des échecs à court ou moyen terme jusqu'à la période de Bränemark qui a présenté un nouveau concept d'implant endo-osseux.

Bränemark *et Al.* (5) ont introduit le concept d'ostéointégration liée à l'utilisation d'implants en titane et à la mise en nourrice durant la période de cicatrisation osseuse. C'est à partir de cette époque que l'implantologie a connu un essor important. Les matériaux ont eux aussi évolué : le titane, les alliages de titane, l'hydroxyapatite, la céramique...

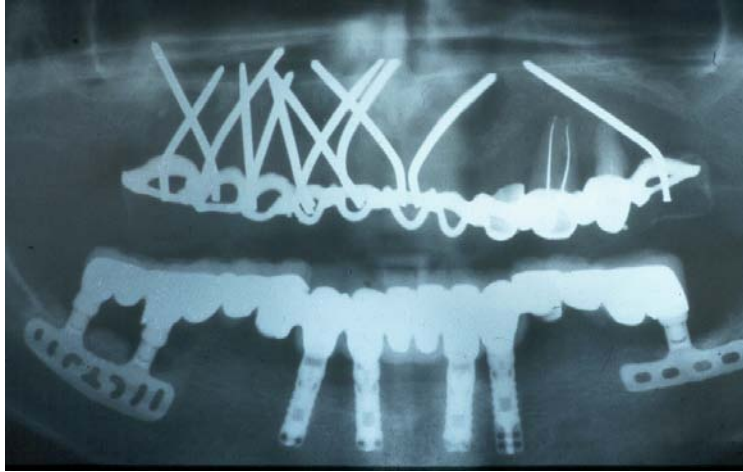


Figure n°1 : Les différents implants dentaires (6)

Ainsi, les techniques implantaire n'ont cessé d'évoluer et continuent encore à notre époque de progresser ; de nombreuses études cliniques et animales étudient l'évolution des matériaux, des états de surface, de la technique chirurgicale, de la technique de mise en charge...

2. 2. L'ostéointégration et les implants

La récente prise de conscience, depuis environ 30 ans, qu'il n'y a pas de matériau complètement inerte dans le corps humain a conduit à définir le concept de biocompatibilité. En effet, la biocompatibilité des matériaux prothétiques humains a longtemps été réduite à l'absence de processus de corrosion et de dégradation. La biocompatibilité apporte les bases d'une appréciation de la sûreté et de l'efficacité à long terme d'un matériau dans la situation thérapeutique envisagée. L'étude de compatibilité biologique d'un matériau consiste à étudier les mécanismes interactifs existants entre un biomatériau et le milieu biologique environnant.

La démonstration de l'ostéointégration du titane pur dans les années 70 a ouvert la voie de l'implantologie moderne.

En effet, avant les études de Brånemark, les différents auteurs cherchaient à obtenir une interface fibreuse entre l'os et l'implant. En effet, ils pensaient que ce pseudo-ligament péri-implantaire aurait le même effet sur l'implant que le ligament alvéolo-dentaire sur la dent. Cette approche est en contradiction totale avec l'ostéo-intégration décrite par la suite (5).

Brånemark *et Al.* publie en 1969 une expérimentation animale sur le chien sur lequel une prothèse implanto-portée en titane est mise en place. Cette expérience montre une stabilité à long terme de l'interface implant/os. Ainsi, ils soutiennent que la réussite d'un implant se fait grâce à un contact direct entre l'os et l'implant sans interposition fibreuse. Selon les études de Brånemark *et Al.* (1988), l'ostéointégration se définit comme étant « une jonction anatomique et fonctionnelle directe entre l'os vivant remanié et la surface de l'implant mis en charge ».

Dans des études *in vitro*, des particules de titane pur ont été mises en suspension en présence de cellules en culture. A faible concentration, le titane ne perturbe pas la morphologie et la prolifération de fibroblastes bovins ; alors qu'à une forte concentration le titane peut être toxique et provoquer une diminution de l'activité protéolytique et collagénolytique (Maloney *et Al.*, 1993).

Dans des études *in vivo*, des particules métalliques provenant des frottements apparaissent au niveau des prothèses articulaires et des implants qui ont une certaine mobilité. Ces particules peuvent induire des réactions néfastes pour les tissus péri-implantaires, telles que l'ostéolyse, la dégradation de la structure de l'os, l'apparition de capsules fibreuses et des inflammations chroniques. Tous ces phénomènes peuvent causer la déstabilisation ou la perte de la prothèse ou de l'implant (Santavirta *et Al.*, 1991 ; Santavirta *et Al.*, 1993 ; Rubash *et Al.*, 1998). La taille des particules et leur composition sont les facteurs principaux de ces effets nocifs. Ils n'ont été rapportés qu'avec des prothèses en Ti-6Al-4V (Nasser *et Al.*, 1990 ; Rubash *et Al.*, 1998) et non avec des implants en titane pur. En revanche, l'ostéosynthèse au contact des plaques de titane est excellente et elles sont totalement recouvertes en 3 à 4 ans, l'extraction de ces implants devient alors particulièrement difficile (Hildebrand *et Al.*, 1998).

Le titane est un métal hautement réactif, qui est relativement instable par rapport à son oxyde, que ce soit en présence d'air ou d'eau. En effet, les implants dentaires métalliques se couvrent quasi instantanément, à température ambiante, à l'air ou dans l'eau, d'une couche d'oxyde. Paradoxalement, c'est cette grande réactivité qui rend le métal si résistant à l'attaque par les environnements aqueux ; en effet, ce métal très peu noble en lui-même (potentiel $-1,75$ V) est protégé par une couche d'oxyde de titane qui se forme spontanément, et se reforme également très rapidement après lésion de celle-ci. De ce fait, le titane apparaît aujourd'hui comme le métal le plus résistant à la corrosion. A l'air, à température ambiante, l'épaisseur de la couche d'oxyde après 2 jours est d'environ 1,7 nm et, après 40 jours, de l'ordre de 3,5 nm. Il est important de savoir que la couche d'oxyde ne se compose pas seulement de dioxyde de titane (TiO_2), mais est constituée de plusieurs oxydes : TiO , TiO_2 , Ti_2O_3 , Ti_3O_4 . Au cours du temps, la couche d'oxyde se renforce. Cette croissance en épaisseur de la couche d'oxyde est considérablement plus marquée dans l'os qu'à l'air (Zitter *et Al.*, 1987 ; Kasemo *et Al.*, 1991). En raison de cette passivation, le titane montre une meilleure résistance à la corrosion que la plupart des autres métaux employés dans le domaine médical.

La compréhension des mécanismes interfaciaux implants/tissus focalisent l'attention de nombreux chercheurs pour améliorer encore les performances de nos thérapeutiques implantaires notamment en ce qui concerne la surface des implants. Donc le choix du matériau implantaire est loin d'être définitivement acquis, de même que son état de surface.

2. 3. Les implants dentaires

Le choix d'un implant est surtout effectué par rapport à la situation clinique ; c'est elle qui va définir la morphologie de l'implant à choisir. Le praticien, dans son exercice, a le choix entre différents types d'implants. En effet, il existe un grand nombre de systèmes implantaires.

Les trois évolutions les plus importantes ayant le plus de conséquences sur la pratique implantaire sont : les états de surface, la morphologie, les diamètres et les longueurs implantaires.

2. 3. 1. La morphologie implantaire

Un implant est divisé en trois parties : le col, le corps et l'apex ; chaque partie possédant des spécificités et des rôles distincts.

Le col constitue une zone de jonction entre l'implant proprement dit et le pilier. Il peut être en contact avec des tissus mous de la cavité buccale. Il existe différents types de col :

- le col droit ;
- le col évasé (augmentation du diamètre de l'implant au niveau du col par rapport au corps) ;
- le col large du type XP extra large platform (élargissement du col entraînant une augmentation du diamètre de la base prothétique) ;
- le col intégrant la platform-switching (élargissement du col sans augmentation du diamètre de la base prothétique) ;
- le col présentant des microspires ;
- le col transgingival.

Le corps de l'implant définit la forme de l'implant et contient les spires qui assurent la stabilité primaire. Il peut être cylindrique, à gradins ou conique.

En fonction de la situation clinique, le praticien pourra choisir différentes tailles d'implant. En effet, différentes longueurs sont disponibles de même que différents diamètres.

L'apex qui termine le corps de l'implant peut être soit sécant soit arrondi.

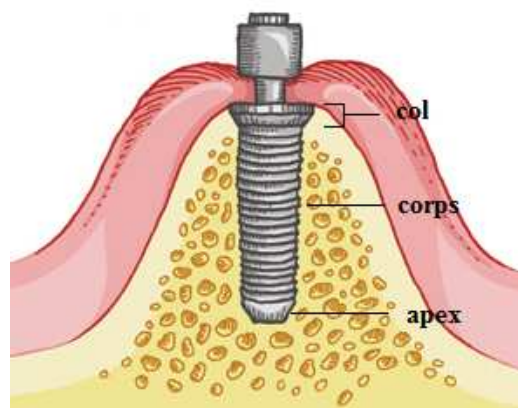


Figure n° 2 : Morphologie d'un implant dentaire

2. 3. 2. Les états de surface : historique

Dès la mise en place chirurgicale d'un implant, une série de réactions a lieu à la surface de l'implant. Celui-ci est exposé au contact de différents ions et cellules. Les molécules qui vont s'adsorber à la surface de l'implant dépendront donc de la nature de la surface et de ses propriétés chimiques.

La démonstration de l'ostéointégration du titane dans les années 1970 a ouvert la voie à l'implantologie moderne. En 30 ans, les implants dentaires ostéointégrés ont vu leur indication s'accroître car ils possèdent un taux de succès élevé dans les différentes indications cliniques.

En raison de sa biocompatibilité et de ses caractéristiques mécaniques, le titane est actuellement considéré comme le matériau de choix pour la fabrication des implants dentaires. Ces derniers sont traités en surface pour obtenir une surface rugueuse qui améliore l'ancrage osseux et qui favorise l'ostéointégration.

Le principal facteur de succès de pose d'implant dentaire est la formation d'un contact direct entre l'implant et l'os : c'est l'ostéointégration. Or les tissus (os, tissu conjonctif et épithélium) vont s'attacher directement à la surface de l'implant donc l'état de surface des implants joue un rôle capital dans l'ostéointégration des implants dentaires.

Par définition, l'état de surface d'une surface inclut d'une part, l'état géométrique de la surface (écarts géométrique d'une pièce réalisée en fabrication par rapport à celle géométriquement idéale) et d'autre part, l'état physico-chimique de la surface (nature de la couche superficielle de la pièce).

Parmi l'ensemble des critères d'état de surface, Ra et Rt (exprimés en μm) sont souvent utilisés pour caractériser la rugosité des surfaces usinées.
Rt : rugosité totale (profondeur ou amplitude maximale de la rugosité)
Ra : rugosité arithmétique (écart moyen arithmétique par rapport à la ligne moyenne de la rugosité)

L'état de surface est déterminé par plusieurs facteurs:

- les paramètres de coupe (vitesse de coupe, avance)
- la géométrie de l'outil (angle, acuité d'arête, rayon de bec)
- le matériau de l'outil coupant
- la rigidité du montage et de la machine, la formation des copeaux, les efforts de coupe, etc.

Un traitement de surface consiste à modifier la surface obtenue au terme de l'usinage afin d'augmenter la stabilité primaire de l'implant. Les traitements sont variés. Ainsi, on peut distinguer trois types de surface : usinées, rugueuses et bioactives. L'objectif de ces traitements est d'augmenter les propriétés biologiques de la surface implantaire et les propriétés physiques de l'interface implant/os pour permettre la meilleure ostéointégration possible.

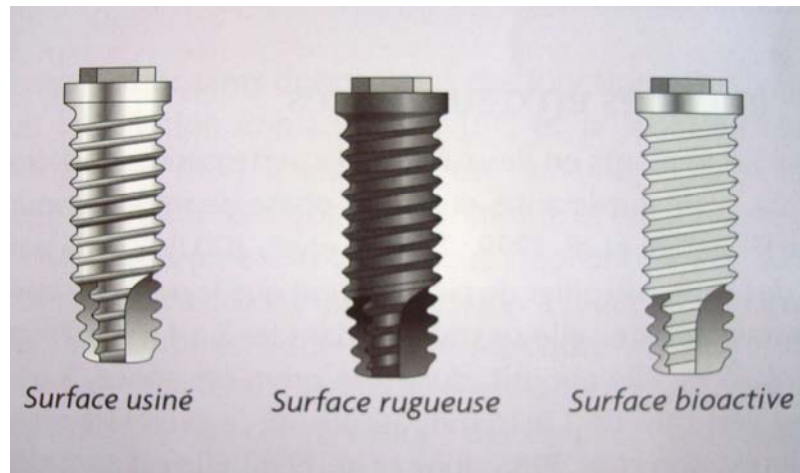


Figure n°3 : Les divers états de surface des implants dentaires (5)

L'état de surface des implants dentaires a subi de nombreuses évolutions ces vingt dernières années. Les implants en titane à surface usinée sont utilisés depuis longtemps, cependant on s'est rendu compte que leur taux de succès très satisfaisant dépendait essentiellement de la qualité et du volume osseux. En effet, pour des implants mis en place dans un os de type IV par exemple, les taux d'échec rapportés sont les plus importants. Ainsi, depuis le début des années 80, plusieurs équipes de chercheurs ont essayé d'améliorer l'état de surface implantaire en la modifiant.

Trois types de surfaces étaient disponibles au début des années 80 : le titane usiné, le plasma spray de titane et le plasma spray d'hydroxyapatite.

Mais tous ces états de surface semblent progressivement supplantés par des surfaces micro-texturés, obtenues par différents procédés.

2. 3. 2. 1. Surface usinée

L'observation au microscope optique à balayage de la surface des implants a permis de réfuter la thèse selon laquelle un implant pourrait être totalement lisse ; en effet ces observations ont montré la présence de stries à la surface dues au polissage.

A partir de longue barre de titane pur ou allié, les implants sont usinés et mis en forme par des machines précises à commande numérique. Pendant son usinage, le métal est exposé à l'air et va s'oxyder ; la nature de cet oxyde dépendra alors des conditions présentes pendant l'opération telles que la pression et la vitesse. Puis cet oxyde de surface va être modifié pendant les étapes qui vont suivre. Cet usinage va aussi se traduire par la création à la surface du titane de sillons circonférentiels parallèles entre eux et perpendiculaires au grand axe de l'implant.

Ainsi au terme de l'usinage, la surface va être plus ou moins lisse. Elle présente un aspect lisse à faible grossissement mais on peut observer à plus fort grossissement des stries d'usinage. La rugosité linéaire moyenne (R_a) des surfaces usinées varie entre 0,53 et 0,84 μm selon Albrektsson et Wennerberg (7).

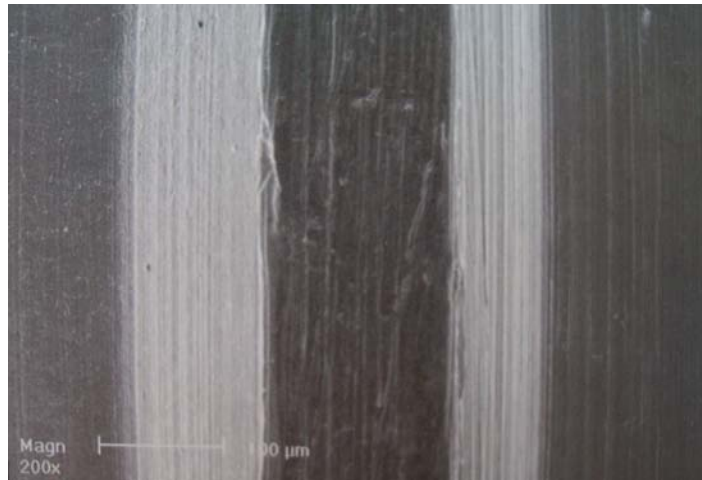


Figure n°4 : Surface usinée observée
à faible grossissement (x200) (5)



Figure n°5 : Surface usinée observée
à fort grossissement (x2000) (5)

Cette surface a permis d'obtenir des taux de succès importants depuis 25 ans mais a montré des limites dans le cas d'os de qualité inférieure comme au niveau des secteurs postérieurs maxillaires.

Cependant, de nombreux auteurs ont démontré que les implants en titane à surface rugueuse avaient une meilleure fixation dans l'os (Albrektsson et Wennerberg, Davarpanah).

Ainsi, dans le but d'améliorer les performances des implants dentaires, de nombreux traitements de surface ont été développés.

2. 3. 2. 2. Surface rugueuse

Il existe différentes rugosités. Certains auteurs comme Albrektsson et Wennerberg (7) les classent en plusieurs catégories :

- les implants peu rugueux avec une rugosité comprise entre 0,5 et 1 μm ;
- les implants moyennement rugueux ont une rugosité qui varient entre 1 et 2 μm ;
- les implants fortement rugueux ont une rugosité supérieure à 2 μm .

Pourquoi une surface rugueuse plutôt qu'une surface usinée ?

Selon Wennerberg, certaines études *in vitro* ont montré une prolifération accrue des ostéoblastes sur les surfaces moyennement rugueuses. De plus, il a été démontré que la rugosité de surface influence la différenciation cellulaire et que l'orientation de la surface influence l'alignement cellulaire.

En 1991, Buser *et Al.* (8) testent six états de surface différents sur des cochons nains et concluent que les implants rugueux montrent généralement une augmentation du contact os/implant comparés à des implants polis ou à surface finement granuleuse.

Wilke *et Al.* (9) ont recherché l'influence de différents états de surface de titane sur le degré d'accrochage entre l'os et l'implant : il a été montré qu'une surface lisse nécessite une force de dépose moins importante qu'une surface rugueuse et que la combinaison de la rugosité et du traitement chimique influence la force de dépose des implants.

La surface usinée va pouvoir subir divers traitements afin d'obtenir différentes topographies de surface. Selon Wennerberg (7), on fait souvent référence à la bioactivité, définie comme étant la caractéristique d'un matériau implantaire qui lui permet de former une liaison avec les tissus vivants. L'avantage théorique de ces implants bioactifs est que l'ancrage biochimique qui en résulte est rapide, c'est-à-dire qu'il se produit à un moment où la liaison biomécanique réelle via l'invasion tissulaire des micro-irrégularités n'est pas encore établie. Cependant bien que les implants en titane ordinaire soient considérés comme non bioactifs, le titane peut être rendu bioactif par traitement chimique ou en ajoutant un revêtement de phosphates de calcium par exemple.

Ainsi on va pouvoir distinguer différents traitements : les traitements par addition qui consistent à déposer, après l'usinage, un revêtement sur la face externe de l'implant ou à induire une croissance de cette surface par un procédé électrochimique et les traitements par soustraction qui vont créer des irrégularités de surface soit de manière physique (le sablage) soit de manière chimique (le mordantage).

2. 3. 2. 2. 1. Méthode par addition :

2. 3. 2. 2. 1. 1. Le projetat par la torche à plasma

Cette technique consiste à propulser une poudre de titane, d'hydrure de titane ou d'hydroxyapatite dans un cyclone d'air chaud (15000°C). Le plasma est un état particulier de la matière, composé de gaz (mélange d'argon et d'hydrogène) totalement ionisé, généré sous l'effet d'une force différence de potentiels entre la cathode et l'anode de l'arc électrique. Dans ce plasma, les particules de poudre vont alors accélérer et vont être projetées à grande vitesse sur la cible à traiter : l'implant. Ces particules vont s'empiler et former des couches successives de gouttelettes liquides qui vont s'aplatir au niveau de leur point d'impact et former une couche de 50 à 200 µm d'épaisseur.

Cette technique permet d'obtenir une surface qui, à faible grossissement, semble rugueuse et présente une certaine porosité mais qui, à fort grossissement, est composée d'éléments plus arrondies et de pores dues à l'éclatement des billes de titane projetées à grande vitesse et à forte température.

La qualité du revêtement obtenu par cette technique est dépendante d'un grand nombre de paramètres qu'il semble essentiel de contrôler afin d'obtenir le meilleur revêtement possible. Ces paramètres sont entre autres : la granulométrie de la poudre, la température du plasma, le temps de vol dans le cyclone d'air chaud, l'environnement dans lequel a lieu le projetat, le refroidissement du substrat, la composition du gaz, le débit de poudre, le débit de gaz.

Cette méthode est employée par des nombreuses firmes pour réaliser des implants TPS (Titane Plasma Spray) ou des implants recouverts d'hydroxyapatite (HA).



Figure n°6 : Surface obtenue par plasma-spray observée
à faible grossissement (x200) (5)

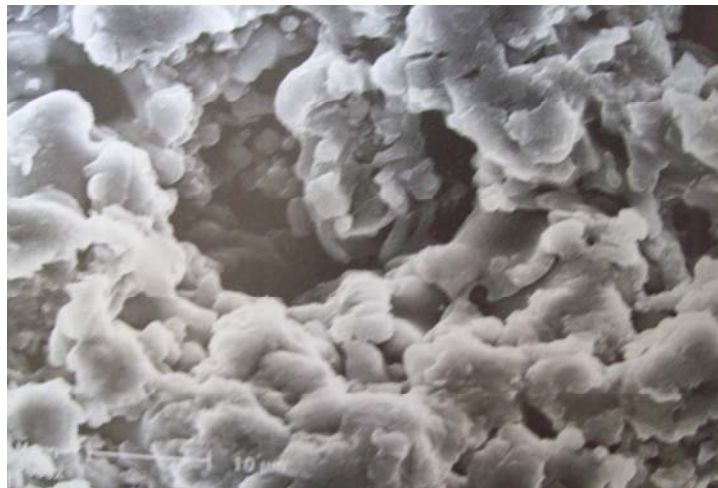


Figure n°7 : Surface obtenue par plasma-spray observée
à fort grossissement (x2000) (5)

Les implants en plasma spray de titane présentent une rugosité linéaire moyenne qui varie entre 2,1 et 3,1 μm en fonction des conditions de traitement. La stratification de la surface de ces implants donne une surface irrégulière et globulaire fragilisée lors de la mise en place de l'implant et des phénomènes d'intégration tissulaire. En effet, les micro-tensions exercées à la surface de l'implant peuvent entraîner la séparation des particules rajoutées, particules qui sont repérables dans les tissus environnants.

Selon Schroeder en 1981, ce revêtement présentait trois avantages par rapport aux implants usinés :

- une apposition osseuse accélérée dans les phases initiales de la cicatrisation ;
- une surface de contact augmentée entre l'implant et l'os ;
- une amélioration de l'ancrage de l'implant.

Cependant, utilisé à partir de 1974, ce revêtement semble en perte de vitesse au profit de surfaces micro texturées.

Les implants en plasma spray d'hydroxyapatite présentent une rugosité linéaire moyenne qui varie entre 1,59 à 2,94 μm en fonction des conditions de traitement.

Les revêtements d'hydroxyapatite présentent des avantages cliniques indéniables dans le domaine dentaire : une cicatrisation osseuse plus rapide et plus intense, une stabilisation initiale même en cas de micromouvements ou de non congruence du site osseux et de l'implant, une absence quasi-totale de perte initiale d'implants, des taux de survie équivalents au maxillaire et à la mandibule et des résultats très améliorés dans l'os de type IV. Mais en contrepartie leurs défauts actuels sont tout aussi contestables : un risque de rupture de l'interface hydroxyapatite/métal, une biorésorption du revêtement, une affinité du revêtement pour les endotoxines et des complications par péri-implantites plus destructives.

Les complications liées à l'utilisation clinique de ces implants font l'objet de publications depuis quelques années ; en effet l'attention a été portée sur des échecs anormalement fréquents et destructeurs rencontrés avec ces implants fabriqués au début des années 90. Cependant les progrès récents réalisés grâce aux traitements hydrothermaux post-plasma spray permettent d'espérer une amélioration des résultats des implants d'hydroxyapatite actuels.

Malgré tout, le risque représenté par une éventuelle dégradation du revêtement ne permet pas de recommander l'utilisation routinière de ces implants ; leur champ d'application étant réduit.

Beaucoup de cliniciens ont d'ailleurs fait les frais avec ces implants à surface d'hydroxyapatite insuffisamment testés.

Nobel Biocare a été condamné suite à la commercialisation d'un implant défectueux (implants cylindriques en titane recouverts d'hydroxyapatite ; Stéri-Oss HA) ; en effet ces implants n'offraient pas la sécurité à laquelle les praticiens pouvaient légitimement s'attendre. Le jugement a constaté l'absence de tests animaliers, puisque l'industriel s'était simplement prévalu de ceux effectués par une autre société, lesquels, antérieurs à 1991 effectués sur les chiens, n'étaient pas supérieure à 10 mois et en conséquence n'étaient pas de nature à permettre d'évaluer la totalité des performances de l'implant sur la durée.

Le texte introduisant cette décision montre clairement les carences du dossier scientifique présenté lors du marquage CE. Cette décision démontre l'importance de la matériovigilance et des signalements d'incidents pour pallier aux insuffisances du marquage CE. Par ailleurs, l'information des utilisateurs en matière de santé publique est essentielle puisque l'on pourrait imaginer qu'un praticien non informé de cette décision, continuerait à utiliser ces implants en infraction avec la réglementation

Mais un futur prometteur pourrait de nouveau s'ouvrir à l'hydroxyapatite grâce aux recherches sur des revêtements minces de 1 à 4 μm qui améliorent encore la réponse osseuse autour d'implants rugueux dans l'os trabéculaire.

2. 3. 2. 2. 1. 2. L'oxydation anodique

En 2000, Hall a décrit un procédé électrochimique d'oxydation anodique permettant d'obtenir un implant recouvert d'une couche d'oxyde de titane poreux. Cette technique consiste à déposer une couche d'oxyde de titane (TiO_2) sur la surface des implants. L'implant à traiter est placé en tant que cathode dans un bain électrolytique. Un potentiel est alors appliqué ce qui entraîne la traversée de l'électrolyte par un courant grâce au transport d'ions. C'est ainsi qu'une couche d'oxyde va se former en surface de l'implant.

La rugosité linéaire moyenne (R_a) de cette surface varie entre 1,35 et 2 μm selon Albrektsson et Wennerberg (7).



Figure n°8 : Surface obtenue par oxydation anodique observée
à faible grossissement (x200) (5)

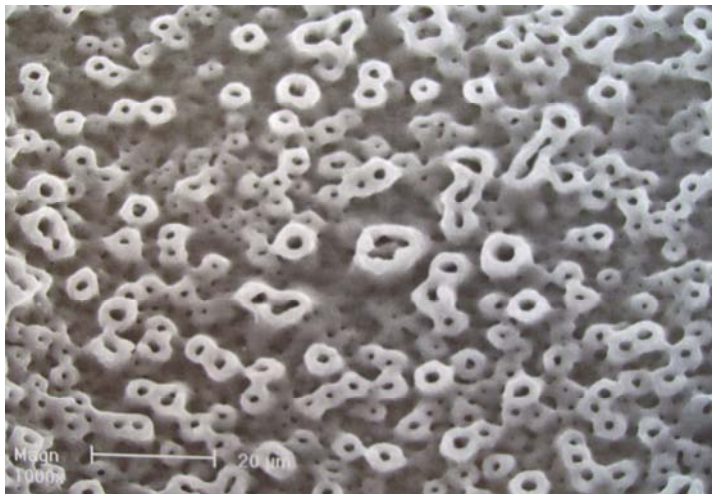


Figure n°9 : Surface obtenue par oxydation anodique observée
à fort grossissement (x2000) (5)

2. 3. 2. 2. 2. Méthode par soustraction :

Les implants à surface traitée par soustraction ont comme les implants à surface traitée par addition le but d'augmenter la zone de contact os/implant. Cependant le principal inconvénient de tous les procédés additifs est le risque de décohésion d'une partie du revêtement qui représente une potentialité d'altération de l'interface implant/os. Pour obtenir une augmentation de la surface développée et de la rugosité des implants, la plupart des fabricants actuels proposent des implants dont la surface a été modifiée par un procédé soustractif. Ainsi, il n'y a pas de contamination par des microparticules additionnées.

2. 3. 2. 2. 2. 1. Méthode par soustraction physique : le sablage

Cette méthode consiste à projeter des particules « dures » sur la surface « molle » de l'implant. Ces particules sont accélérées dans un tube et sont lancées à grande vitesse contre la surface de l'implant ; ainsi elles vont former des crevasses sur la surface.

Plusieurs types de particules peuvent être utilisés ; oxyde de titane, oxyde d'alumine, phosphate tricalcique, corundum.

Cette technique est elle aussi dépendante d'un grand nombre de paramètres tels que la type et la granulométrie (entre 25 et 250 μm) des grains utilisés, la distance entre le tube et la surface, la pression du sablage.

On obtient une rugosité linéaire comprise entre 1,05 et 1,09 μm avec l'oxyde de titane et en moyenne avec le phosphate tricalcique une rugosité linéaire de 0,9 μm .

Wennerberg a publié plusieurs études sur l'influence du sablage sur les implants en titane. Elles concluent à une meilleure résistance au dévissage des implants sablés, une meilleure histomorphométrie pour les implants sablés avec des particules de titane de 25 μm , une meilleure réponse osseuse au plan de l'histomorphométrie et une réduction de l'importance de la perte osseuse marginale, aussi bien pendant la phase initiale qu'après la mise en charge de l'implant.

Ce traitement est sensible à différents paramètres : le type de sable, la granulométrie du sable, la pression du sablage, l'angle du sablage et la distance entre l'appareil et la surface à traiter.



Figure n°10 : Surface obtenue par sablage à l'oxyde de titane observée à faible grossissement (x200) (5)

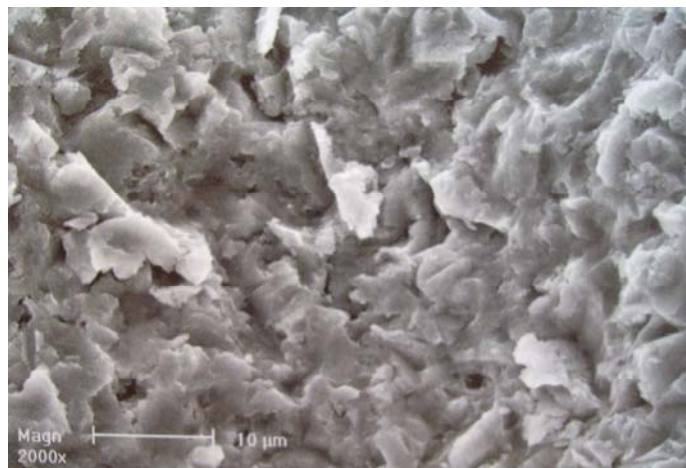


Figure n°11 : Surface obtenue par sablage à l'oxyde de titane observée à fort grossissement (x2000) (5)

2. 3. 2. 2. 2. Méthode par soustraction chimique : le mordantage

Cette technique consiste à corroder la surface de l'implant à l'aide d'acides forts. L'attaque du titane, quoique violente, ne progresse pas uniformément ; elle crée des pores irréguliers, propices à la croissance osseuse et à l'ancrage micromécanique.

L'implant est trempé dans un ou plusieurs bains acides de composition différente selon l'alliage de la surface de l'implant. Principalement, ces acides sont le chlorure d'hydrogène (HCl), l'acide fluorhydrique (HF) et l'acide sulfurique (H₂SO₄). Ces acides vont attaquer la surface de l'implant en créant des pores irréguliers dont la profondeur varie entre 1 et 2 µm.

Cette méthode peut être précédée d'un sablage ce qui entraîne une macrorugosité de 10 à 20 µm associée à une microrugosité.

Cette technique est dépendante d'un certain nombre de paramètres : le sablage préalable ou non, la composition et la température des bains d'acide et le temps de trempage dans les bains.

La rugosité linéaire obtenue est de 0,4 à 1,09 µm avec la technique du mordantage et de 1,44 à 2 µm lorsqu'un sablage préalable est effectué.



Figure n°12 : Surface obtenue par mordantage du titane observée à faible grossissement (x200) (5)

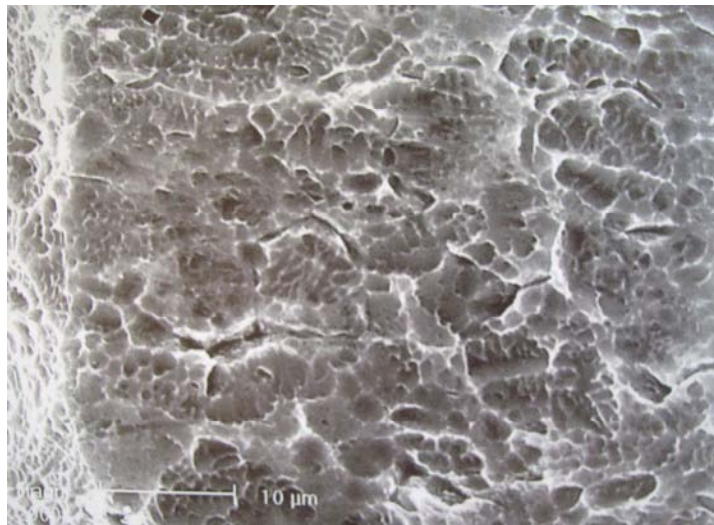


Figure n°13 : Surface obtenue par mordantage du titane observée à fort grossissement (x2000) (5)

2. 3. 2. 3. Conclusion :

Ainsi, de 1990 à aujourd'hui, nous sommes en quête de la meilleure surface possible.

A l'heure actuelle, l'importance des irrégularités de surface à l'échelle du nanomètre a, ces dernières années, fait l'objet de nombreuses discussions dans le domaine de la science des biomatériaux afin de voir si ces nanosurfaces peuvent ou non influencer la réponse tissulaire.

Selon Wennerberg (7), d'un point de vue historique il est à noter que les « micro-puits », initialement mis en évidence par Bränemark, étaient considérés comme essentiels pour une bonne ostéointégration. Or ces micro-puits mesuraient moins de 1 µm en taille, c'est-à-dire à l'échelle du nanomètre de résolution. Cependant à l'heure actuelle, il n'existe aucune donnée clinique documentée sur l'importance des nanosurfaces.

	Surface usinée	Surface en plasma spray de titane	Surface en plasma spray d'hydroxyapatite	Surface sablée TiO	Surface mordancée HF/NO ₃	Surface mordancée HCl/H ₂ SO ₄
Contaminants présents	Non	Oui	Oui	Non	Non	Non
Particules projetées	Non	Oui	Oui	Oui	Non	Non
Surface rajoutée	Non	Oui	Oui	Non	Non	Non
Force de dépose	Faible	Modéré	Elevé	Modéré	Faible/Modéré	Elevé
Contact os/implant	Faible	Modéré	Elevé	Modéré	Faible/Modéré	Elevé

Tableau n°1 : Caractéristiques de différents états de surface
selon Davarpanah *et Al.* (10)

De plus, une innovation récente a été de combiner 2 ou plus de surfaces différentes sur le même implant. Le principe général est d'utiliser une surface usinée ou faiblement rugueuse au niveau cortical associée à une surface modifiée par addition ou par soustraction au niveau spongieux : c'est l'implant hybride.

Il existe ainsi l'implant OSSEOTITE® des laboratoires 3i Implant Innovation qui présente une zone lisse coronaire et rugueuse apicale obtenue par un double mordantage avec l'acide chlorhydrique et l'acide sulfurique. Des études ont suggéré de rechercher une rugosité superficielle minimale pour les surfaces intra-orales et intra-sulculaires afin de réduire la colonisation bactérienne et donc les pathologies péri-implantaires tout en gardant une certaine rugosité de la surface du corps de l'implant pour une bonne ostéointégration de l'implant.

D'autres types d'implants à surface hybride ont été mis sur le marché par exemple Euroteknika avec son implant UNIVERSAL-2®.

Ces implants à surface hybride présentent de nombreux avantages selon Davarpanah *et Al.* (11) :

- une augmentation du pourcentage de contact os/implant ;
- une augmentation des forces nécessaires pour la dépose implantaire ;
- une absence de contamination de l'état de surface ;
- une absence de couche rajoutée ;
- une élimination du risque de décollement de particules ou d'érosion de surface ;
- une optimisation de la cicatrisation osseuse (surface mordancée) ;
- un maintien de la compatibilité avec la muqueuse péri implantaire (surface lisse).

Nous avons donc vu précédemment que traditionnellement des métaux tel que le titane et ses alliages précieux sont utilisés comme matériau de pilier. Récemment, des piliers en céramique ont été introduits pour satisfaire les demandes esthétiques des patients et des cliniciens. Les piliers implantaires en céramique semblent avoir selon certains auteurs plusieurs avantages que n'ont pas les piliers conventionnels en titane.

Selon Bae *et Al.* (12), la céramique présente de meilleures qualités concernant les couleurs et la transmission de la lumière que le métal, conférant aux restaurations implantoportées un aspect plus naturel et plus esthétique, surtout pour les patients au sourire gingival et/ou à la gencive fine.

A présent, des piliers implantaires sont réalisés en alumine ou en zircone car ces matériaux ont montré qu'ils pouvaient résister aux forces fonctionnelles de la cavité buccale et ont une bonne biocompatibilité.

En 1993, un pilier implantaire en alumine frittée dense (CerAdapt de chez Nobel Biocare) a été proposé comme premier pilier implantaire en céramique. Il a donné des résultats cliniques prometteurs pour les couronnes unitaires et les bridges de petite portée.

Récemment, des piliers implantaires en zircone frittée ont également été testés car leur résistance en flexion et à la fracture majorées comparées à l'alumine ont donné des résultats prometteurs.

La zircone est un matériau biocompatible et ses propriétés mécaniques sont meilleures que celles de l'alumine ; pourtant, elle est susceptible de se dégrader à basse température et son opacité est plus importante que celle de l'alumine. Par ailleurs, l'alumine présente des couleurs qui correspondent mieux à celles des dents naturelles, mais sa résistance en flexion et à la fracture est moins bonne que celle de la zircone.

Un nouvel implant en zircone est apparu sur le marché : le système d'implants Z-Look3. Cet implant est fabriqué en oxyde de zirconium (biocéramique ZrO₂-TZP/TZP-A-BIOHIP) et donc permet un traitement sans métal.

Le fabricant décrit une résistance à la flexion bien plus élevée que celle du titane grâce (entre autres) au processus de HIP (Hot Isostatic Post Compaction c'est-à-dire que compaction à chaud) ; après le processus de concrétion, le matériau est compressé dans un four à tunnel pendant trois jours à 2000 bars, ce qui en améliorerait grandement les propriétés physiques. La rugosité de surface de l'implant obtenue par le sablage favoriserait son intégration osseuse.

Les raisons de l'utilisation de ces implants, par rapport à l'utilisation d'un implant classique en titane sont diverses : une intégration osseuse facilitée par la surface rugueuse de cet implant, une excellente régénération des tissus mous et l'absence de formation de biofilm bactérien dans les interstices, réduisant le risque de perte d'os (grâce au concept de monobloc).

Les études concernant la zircone et les implants sont encore assez rares. Dans une récente étude, Hoffmann *et Al.* (13) ont voulu évaluer histologiquement l'os apposé autour des implants en zircone à 2 et 4 semaines après insertion. Pour cela, ils ont inséré chez des lapins 4 implants en titane et 4 implants en zircone. Les résultats ont montré un taux similaire de contact os/implant sur les implants en zircone et sur les implants en titane.

Ainsi, les piliers implantaire en zircone présentent peut être l'avenir de l'implantologie. Comme ont indiqué Hoffmann ou encore Lambrich (14), pour confirmer ces résultats, des études supplémentaires doivent être investies.

2. 4. Réponse osseuse à l'implantation

Une fois l'implant dentaire mis en place chirurgicalement, de nombreuses réactions vont avoir lieu autour de l'implant pour assurer son ancrage.

Selon Davarpanah (10), la réponse osseuse qui va avoir lieu autour de l'implant va différer en fonction de l'état de surface.

En 1991, Buser *et Al.* (8) publient une étude réalisée à partir d'un modèle porcin. Le but de ce travail était d'évaluer l'influence des caractéristiques de différentes surfaces implantaire sur l'intégration osseuse des implants en titane. Buser compare les effets de six états de surface implantaire différents sur l'intégration osseuse des cochons nains. Les pourcentages de contact os/implant ont été étudiés après des périodes de trois et six semaines de cicatrisation ; les implants TPS présentent des résultats similaires à trois et six semaines inférieurs à 40% de contact os/implant tandis que les implants HA obtiennent le meilleur rapport de contact avec 60% à trois semaines et 70% à six semaines. La figure synthétise les résultats obtenus.

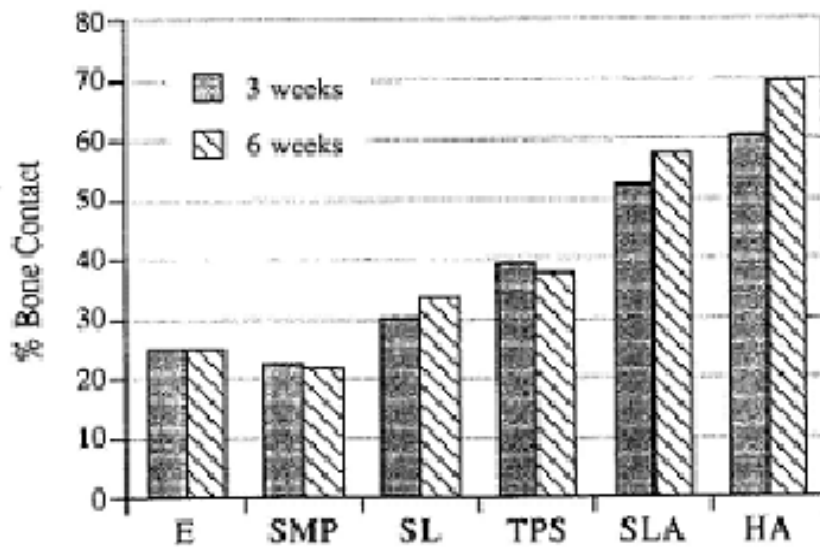


Tableau n°2 : Moyenne des pourcentages de contact osseux sur différentes surfaces implantaires à 3 et 6 semaines post-implantation selon Buser (15)

Légende :

Type E = surface électro-polie

Type SMP = surface sablée avec des grains médium (0.12-0.25 μ m) et mordancée avec l'acide HF/HNO₃

Type SL = surface sablée avec de larges grains (0.25-0.50 μ m)

Type SLA = surface sablée avec de larges grains (0.25-0.50 μ m) et mordancée avec l'acide HCl/H₂SO₄

Type TPS = surface en plasma spray de titane

Type HA = surface en plasma spray d'hydroxyapatite

Dans cette étude, il a été démontré que :

- les surfaces rugueuses présentent une apposition importante d'os comparé aux surfaces polies, plus lisses ;
- les traitements acides avec HCl/H₂SO₄ sur les surfaces SLA ont une influence stimulante sur l'apposition osseuse ;
- la surface en plasma spray d'hydroxyapatite présente un haut pourcentage de contact os/implant mais révèle des signes de résorption.

En effet, au contact des implants usinés, une ostéogenèse à distance va se mettre en place. L'ostéointégration est obtenue à la suite d'une réaction osseuse de type **corticalisation**. Elle nécessite du temps pour se mettre en place, surtout dans un environnement spongieux.

Quant aux implants à surface rugueuse, une ostéogenèse de contact se met en place. L'ostéointégration est obtenue par suite d'une réaction osseuse de type **trabéculisation**. Elle est rapide, l'immobilisation s'obtient à partir de trabécules ancrées à la surface de l'implant. Elle ne nécessite pas la néoformation d'un os cortical.

L'effet de l'état de surface sur la réponse osseuse peut être mis en évidence à l'aide de tests de culture cellulaire avec des cellules ostéoblastiques et par des tests in vivo sur des animaux qui mesurent l'ancrage mécanique et la pourcentage d'apposition osseuse au contact direct de l'interface os-implant.

2. 4. 1. Mise en évidence in vitro de la réponse osseuse

Les études in vitro selon Naji *et Al.* ont montré une croissance cellulaire plus importante sur des surfaces usinées par rapport aux surfaces rugueuses. La conclusion révélait la supériorité des surfaces usinées. Martin *et Al.* et Boyan *et Al.* ont alors démontré que l'expression du phénotype des cellules osseuses (c'est-à-dire les paramètres de minéralisation) était plus prononcée avec les surfaces rugueuses et qu'elle avait lieu plus tôt dans le temps. De plus, ces études in vitro ont montré que le type de la structure de la rugosité influait sur l'expression du phénotype.

2. 4. 2. Mise en évidence in vivo de la réponse osseuse

Les études in vivo ont permis de mesurer l'ancrage mécanique sous la forme d'une résistance mécanique au dévissage (contre-torque) ou à l'expulsion (push-out).

- Le test du contre-torque a permis de mettre en évidence la supériorité des surfaces rugueuses sur les surfaces usinées selon Klokkevold. Lors du dévissage, la rupture à l'interface os/implant diffère selon les surfaces ; pour les surfaces usinées elle a lieu à l'interface sans tissu osseux attaché à la surface et pour les surfaces rugueuses elle a lieu à dans l'os environnant.
- Le test d'extraction permet de mesurer la force nécessaire pour expulser un implant dentaire cylindrique hors de son site implantaire. Il conclut comme le test du contre-torque que du tissu osseux reste attaché à la surface des implants rugueux après application de la force.

Grâce aux études in vivo, le pourcentage d'apposition osseuse à l'interface os-implant a pu être étudié. Selon Buser *et Al.*, le pourcentage de contact osseux est plus faible pour les surfaces lisses que pour les surfaces rugueuses. De même il a été démontré que les diverses surfaces ont des propriétés ostéoconductrices différentes.

2. 5. Conclusion

Les publications dans le domaine de l'implantologie orale sont de plus en plus importantes ces dernières années ; ceci est dû au fait que les évolutions dans ce domaine sont grandes. De plus, il existe une compétition entre les fabricants et les industriels.

Cependant il semble important dans toutes ces publications de se demander si certaines innovations décrites dans les articles relèvent d'une véritable révolution ou si elles ne sont que le résultat de simple évolution. Quel est le poids des preuves disponibles pour soutenir ce qui est avancé dans les brochures commerciales, dans les discours des commerciaux et dans la littérature scientifique.

3^{ème} partie :

Exposition de la
problématique

Plus de 20000 journaux biomédicaux différents sont publiés dans le monde, dont plus 1000 en langue française. La littérature médicale s'accroît à un taux de 6 à 7% par an ; elle double de volume tous les 10 à 15 ans. Il est donc capital de pouvoir évaluer la pertinence et la validité des articles afin que chaque praticien puisse gagner du temps dans sa lecture d'articles scientifiques.

En effet, les études expérimentales sont souvent difficilement comparables de par la diversité des modèles animaux, des protocoles différents et des sites chirurgicaux choisis. Les études prospectives randomisées à double insu sont rarissimes en implantologie et certaines études présentent des biais qui les rendent peu exploitables. Par ailleurs, que penser du financement des recherches par l'industrie qui commandite les études ?

Les publications scientifiques dentaires doivent répondre à des critères précis et reconnus déterminant leur niveau de qualité. Les revues d'actualité dentaire ont un intérêt informatif mais ne peuvent prétendre à une valeur scientifique ou de formation d'où l'exclusion dans cette étude de revues telles que *l'Information Dentaire*, *Le Chirurgien Dentiste de France*, la revue *Clinic*... Ils sont sous la dépendance financière et éditoriale d'intérêts commerciaux ce qui altère fortement leur crédibilité. S'ils se parent de faire de la formation continue, leur rôle n'est que d'inciter les professionnels à acquérir tel ou tel système ou produit dans l'intérêt des firmes commerciales. Leur accorder une quelconque reconnaissance en matière de formation est impossible.

Dans le domaine médical, l'amélioration des connaissances passe par la découverte de nouvelles techniques et de traitements sur la base de données homogènes et irréfutables et ce au-delà de l'observation clinique.

Avec Claude Bernard, les sciences médicales ont réalisé un bond en avant grâce à l'expérimentation rigoureuse et objective, se basant sur des observations individuelles ou sur un nombre réduit de sujets. Une nouvelle ère s'est imposée dans la progression des connaissances avec les essais cliniques randomisés car ces derniers proposent une médecine basée sur des faits prouvés. Cochrane avec son concept de l'EBM (evidence based medicine) a été le premier à démontré la nécessité de baser la pratique médicale sur des données prouvées. Il propose d'ailleurs une classification des essais thérapeutiques centrée sur la reconnaissance de la valeur hiérarchique et inégale des preuves scientifiques.

Ainsi, l'essai randomisé avec ses groupes comparatifs, obtenus par tirage au sort, permet de faire progresser la connaissance en apportant des arguments basés sur des preuves validées scientifiquement. Il produit ainsi l'outil le plus important hiérarchiquement pour juger de l'utilité d'un traitement en apportant 3 avantages majeurs : suppression du biais de sélection des patients ; la randomisation équilibre dans les deux groupes toutes les covariables connues et inconnues ; la randomisation garantit la validité de comparaisons statistiques entre deux groupes puisque le facteur randomisé n'est pas corrélé aux caractéristiques des groupes. Malgré toutes ces précautions, il arrive que ces outils d'évaluation soient partiellement utilisés, mal utilisés ou critiquables. La stratégie de l'essai peut être mal élaborée, non adaptée à la situation clinique donnant lieu alors à des essais dont l'utilité est plus que discutable. Les reproches principaux formulés aux ECR sont leur qualité méthodologique et éthique. Les ECR doivent répondre en premier lieu à des exigences cliniques et scientifiques qui sont soutenues par des réglementations strictes visant en premier lieu la protection du malade, et dans un second temps l'apport réel bénéfique pour la société.

Les essais cliniques randomisés (ECR) constituent la principale source d'information issue de la littérature scientifique pour évaluer ce paramètre qu'est l'état de surface. Ce sont des études expérimentales dont le caractère expérimental est lié au fait que c'est le chercheur qui décide de l'action à évaluer. Ces essais cliniques impliquent au moins un traitement d'essai et un traitement de contrôle, un recrutement simultané et un suivi des groupes testés et de contrôle. Le choix des traitements à administrer est fait par un processus aléatoire, tel que l'utilisation d'une table de numéros au hasard. La randomisation est l'élément le plus important de l'essai puisqu'il permet de rendre à priori les groupes comparables pour tous les facteurs autres que l'action évaluée, y compris les facteurs de confusion potentiels. Les attributions de traitement en utilisant des pièces de monnaie, des numéros de parité, des numéros de sécurité sociale, des jours de la semaine, des numéros de dossiers médicaux, ou d'autres tels des processus pseudo- ou quasi-aléatoires, ne sont pas vraiment randomisées et des essais utilisant n'importe laquelle de ces techniques pour l'inclusion des patients sont simplement désignés essais cliniques contrôlés.

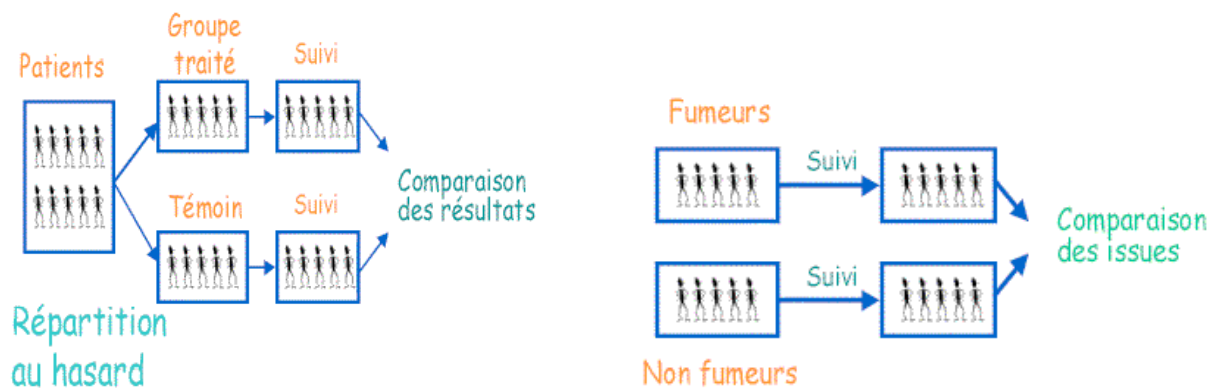


Figure n°14 : Les essais cliniques randomisés

Selon Salmi, Collet *et Al.* (16, 17, 18, 19, 20, 21) dans des articles visant à aider les praticiens à trier de manière critique les articles scientifiques, le lecteur peut négliger tous les articles sur l'évaluation des thérapeutiques qui ne sont pas des essais cliniques randomisés. En effet, l'allocation aléatoire élimine la plupart des biais rencontrés dans les études non randomisées. De nombreuses erreurs dues à l'utilisation de produits dont l'efficacité avait été appréciée au cours d'études non randomisées ont été mises en évidence. En résumé, s'il est vrai que l'essai randomisé peut parfois donner des résultats faux (surtout si l'échantillon est petit), il demeure néanmoins le meilleur instrument pour identifier les thérapeutiques efficaces.

On parle de double insu ou en double aveugle quand, ni le patient ni le médecin ne sont au courant du traitement administré. Le double insu prévient les biais d'information qui peuvent altérer les résultats.

Dans une étude de 1996, Jadad *et Al.* se demandent comment évaluer la qualité des ECR. Pour cela, il existe trois méthodes : les marqueurs individuels, les listes de contrôle et les échelles. Parmi ces trois moyens, les échelles ont un avantage par rapport aux autres car elles fournissent des estimations quantitatives sur la qualité des ECR. Mais elles présentent une faiblesse évidente par rapport au choix d'inclusion ou d'exclusion d'articles.

La mise sur le marché des dispositifs médicaux est soumise à certaines règles.

Depuis 1993, la Communauté Européenne s'est dotée d'un texte réglementant la mise sur le marché des dispositifs médicaux dans le but d'assurer la santé et la sécurité des patients, des utilisateurs et des tiers **(11)** La conformité des dispositifs médicaux à ces exigences réglementaires se traduit par l'apposition de la marque « CE ». C'est la Directive Européenne EN 93/42, transposée dans le Livre 5 bis du Code de la Santé Publique qui définit les dispositifs médicaux et les règles permettant leur mise sur le marché communautaire. Tous les dispositifs médicaux sont soumis au respect des exigences essentielles énoncées dans la directive, celle-ci précisant les modes de preuves du respect de ces exigences que doit apporter le fabricant du dispositif médical en fonction de la classe. L'implant dentaire est un dispositif médical implantable à long terme de classe IIb. Le mode de preuve pour le fabricant consiste en un système complet d'assurance qualité des étapes de conception et de fabrication certifié ISO 9000, avec examen de la conception par un organisme notifié (G-Med).

Le fabricant d'implant dentaire devra donc être certifié ISO 9000 et soumettre un dossier incluant des données scientifiques et techniques à un organisme notifié afin d'obtenir le marquage CE.

L'organisme notifié vérifie que les informations fournies par le fabricant sont suffisantes pour assurer la sécurité des personnes, l'aptitude à l'emploi, l'atteinte et le maintien dans le temps des performances annoncées ; les risques et les effets secondaires devant être acceptables. De plus, le fabricant devra prouver que les matériaux utilisés sont biocompatibles, que les caractéristiques physiques, chimiques et biologiques sont conçues pour minimiser les risques, que les emballages sont appropriés, la stérilité du dispositif médical assurée et l'environnement respecté.

Le processus de mise sur le marché d'un nouveau système implantaire devrait idéalement suivre un cycle de mise au point et d'études mécaniques, suivi par des études animales et enfin des études cliniques avant leur commercialisation. Dans le domaine médical, ce processus est normal mais il ne semble pas être toujours suivi dans le domaine de l'implantologie dentaire.

De plus, les recherches nécessitant des études animales ou cliniques présentent un coût important. Ainsi les laboratoires indépendants se heurtent à un problème budgétaire pour développer au mieux ces études. Le financement est alors fourni en grande partie par l'industrie d'où naissance notamment d'un problème évident de conflit d'intérêt.

4ème partie :
Méthodologie

4. 1. Etude à partir d'une analyse scientifique : objectifs

L'objectif de notre étude était l'évaluation de la pertinence de la littérature scientifique en implantologie orale en relation exclusivement avec les états de surface implantaire.

Ce travail s'est conduit à partir d'une recherche bibliographique réalisée sur la base de données Medline en utilisant l'interface Pubmed.

4. 2. Chronologie de la recherche

4. 2. 1. Sélection des articles

4. 2. 1. 1. Sélection de la période de la recherche :

Les articles analysés présentent des dates de publication relativement récentes : de janvier 2004 à juin 2008 (date du début de l'étude). En effet, nous avons limité cette période pour des raisons matérielles et pour avoir un nombre d'articles bruts suffisants.

4. 2. 1. 2. Sélection d'un mot clé :

Un mot clé unique a été choisi pour la sélection des articles de notre analyse : « dental implant surface » ; mot clé semblant le plus approprié pour notre étude.

4. 2. 1. 3. Sélection des revues :

Tout d'abord, des revues françaises ont été sélectionnées (*Implant, Journal de Parodontologie et d'Implantologie Orale* et *Implantodontie*), mais cette recherche bibliographique francophone s'est avérée infructueuse. En effet, après recherche d'articles sur les états de surface, seulement 5 articles correspondaient à notre étude après tri manuel des différents articles sélectionnés ; nous avons décidé de ne pas inclure les revues françaises dans notre étude ; le faible nombre d'articles trouvés dans ces revues ne permettant pas une analyse statistiquement significative.

Puis, trois revues anglo-saxonnes ont été sélectionnées pour l'analyse de la thématique déterminée :

- *Clinical Oral Implants Research*
- *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*
- *Journal of Dental Research*

Ces trois revues ont été sélectionnées pour leur facteur d'impact relativement élevé et pour leur notoriété dans le domaine de l'implantologie.

4. 2. 1. 4. Sélection des articles :

A partir d'une recherche bibliographique réalisée sur la base de données Medline en utilisant l'interface Pubmed, 128 articles ont été trouvés pour la revue *Clinical Oral Implants Research* ; 114 pour la revue *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* et 11 pour la revue *Journal of Dental Research*.

Un tri manuel a été indispensable pour affiner notre recherche.

En effet après avoir analysé la liste « brute » des articles sélectionnés à partir du mot clé nous nous sommes rendu compte qu'un grand nombre ne rentrait pas dans les critères de notre étude (sujet beaucoup trop éloigné du nôtre) malgré le fait que « dental implant surface » étaient contenus dans les mots clés des abstracts. Donc un second tri a été effectué à partir des résumés de chaque article présélectionné pour avoir un choix d'articles final approprié à notre analyse.

C'est ainsi qu'une sélection définitive de 71 articles a été retenue pour notre étude.

4.2.2. Analyse des articles sélectionnés

4.2.2.1. Type d'article

Après étude, chacun des articles choisis est réparti en fonction de la nature de l'article :

- Essai clinique randomisé (ECR)
- Essai clinique non randomisé (EC non R)
- Etude clinique rétrospective c'est-à-dire une étude faite à partir de dossiers de patients ou animaux
- Etude clinique prospective c'est-à-dire une étude de suivi d'une cohorte de patients implantés
- Etude in vitro

4.2.2.2. Le facteur d'impact

Cet indice proposé pour la 1^{ère} fois en 1955 par Eugène Garfield permettait d'analyser les caractéristiques des citations de différents articles et journaux scientifiques.

C'est une mesure de l'importance des revues scientifiques et à ce titre, elle a une grande influence dans le domaine de la publication scientifique car elle sert souvent de critère d'évaluation. Chaque année, il est calculé par l'Institute for Scientific Information (ISI).

Le facteur d'impact est calculé sur une période de trois ans. Par exemple, le facteur d'impact de 2007 pour une revue X est calculé ainsi :

A = le nombre de fois que des articles publiés dans X durant la période 2005-2006 sont cités dans l'ensemble des revues indexées durant l'année 2007.

B = le nombre d'articles, résumés étendus ou notes publiés dans X dans la période 2005-2006.

Le facteur d'impact de la revue X pour 2007 sera *A/B*

Comme exemple, les deux revues scientifiques considérées les plus prestigieuses sont *Nature* et *Science*. Toutes les deux ont des facteurs d'impact autour de 30. Certaines revues bio-médicales ont des valeurs plus importantes. Nombre de revues de domaines spécialisés de haut niveau ont des facteurs d'impact inférieurs à 5. Dans le domaine de l'odontologie, les trois revues avec le plus haut facteur d'impact sont *Periodontology* (3.581 en 2007), *Journal of Dental Research* (3.496 en 2007) et *Journal of Endodontics* (3.369 en 2007).

Dans notre étude, nous avons étudié 3 revues : *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, *Clinical Oral Implants Research* et *Journal of Dental Research*.

	2004	2005	2006	2007	2008
<i>The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants</i>	1,772	1,412	1,705	1,780	1,972
<i>Clinical Oral Implants Research</i>	2,139	1,897	2,497	2,148	2,756
<i>Journal of Dental Research</i>	3,131	3,192	3,475	3,496	3,142

Tableau n°3: Valeur du facteur d'impact de chaque revue étudiée par année (22)

4.2.2.3. Analyse détaillée des articles

Deux tableaux ont été construits afin d'analyser les articles sélectionnés ; chaque article étant numéroté de 1 à 71.

Le 1^{er} tableau recense les articles. Il contient les paramètres suivants :

- le titre de l'article
- le nom des auteurs de l'article
- le type d'article : essai clinique randomisé ECR, essai clinique non randomisé EC non R, étude in vitro, étude clinique rétrospective, étude clinique prospective.
- la revue de laquelle est tirée l'article
- le niveau de preuve : le niveau A correspond à un fort niveau de preuve, le niveau B correspond à un niveau de preuve moyen, intermédiaire et le niveau C correspond à un faible niveau de preuve ; ceci conformément à la classification établie par Sabli et Collet. Cependant, il faut noter que différentes propositions ont été faites par différents auteurs pour classer les études selon leur niveau de preuve.

Fort niveau de preuve (A)	Moyen niveau de preuve (B)	Faible niveau de preuve (C)
-essais comparatifs randomisés de forte puissance -méta-analyse d'essais comparatifs randomisés -analyse de décision basée sur des études bien menées	-essais comparatifs randomisés de faible puissance -études comparatives non randomisées bien menées -études de cohorte	-études comparatives comportant des biais importants -études rétrospectives -séries de cas -études épidémiologiques descriptives -études cas-témoin

Tableau n°4 : Tableau du niveau de preuve fourni par la littérature selon l'agence nationale d'accréditation et d'évaluation en santé (23)

Le 2^{ème} tableau permet l'analyse des articles. Il contient :

- le type de surface étudiée dans l'article
- le nombre de spécimens sur lesquels porte l'étude
- le nombre de sujets inclus dans l'étude
- l'analyse des résultats : positifs ou négatifs
- l'étude ou non de différentes surfaces implantaires
- la déclaration ou non de conflit d'intérêt
- et l'aspect uni ou multi-centrique de l'étude

4.3. Hypothèse de recherche :

L'hypothèse principale de ce travail à vérifier est la suivante : la littérature scientifique accessible au praticien sur la thématique des états de surface implantaires est-elle pertinente sur le plan scientifique pour guider le praticien dans sa pratique ? Quelles est la qualité des preuves apportées par la littérature scientifique ?

Au niveau des états de surface (sur lesquelles notre étude s'est penchée), notre hypothèse principale se décline en hypothèses secondaires :

- les innovations apportées sont-elles innovantes ?
- relèvent-elles de véritables évolutions ou de simples gadgets ?

5^{ème} partie :

Résultats

5. 1. Description des articles sélectionnés

	<u>Titre de l'article</u>	<u>Auteurs de l'article</u>	<u>Type d'article</u>	<u>Niveau de preuve</u>	<u>Revue</u>
1	Six-month performance of implants with oxidized and machined surfaces restored at 2, 4 and 6 weeks postimplantation in adult beagle dogs. (24)	-KNOBLOCH L. -LARSEN P.A. -RASHID B. -CARR A.B.	ECR	A	A
2	Effect of surface chemistry on the rate of osseointegration of sintered porous-surfaced Ti-6Al-4V implants. (25)	-TACHE A. -GAN L. -DEPORTER D. -PILLIAR R.M.	ECR	A	A
3	Experimental peri-implant tissue breakdown around different dental implant surfaces: clinical and radiographic evaluation in dogs. (26)	-COMPAGNONI MARTINS M. -ABI-RACHED R.S.G. -SHIBLI J.A. -ARAUJO M.W.B.	ECR	A	A
4	The importance of implant surface characteristics in the replacement of failed implants. (27)	-ALSAADI G. -QUIRYNEN M. -VAN STEENBERGHE D.	Etude clinique rétrospective	C	A
5	Radiological and clinical follow-up of machined- and anodized-surface implants after mean functional loading for 33 months. (28)	-WATZAK G. -ZECHNER W. -BUSENLECHNER D. -ARNHART C. -GRUBER R. -WATZEK G.	Etude clinique rétrospective	C	B
6	Enhanced bone apposition around biofunctionalized sandblasted and acid-etched titanium implant surfaces: a histomorphometric study in miniature pigs. (29)	-GERMANIER Y. -TOSATTI S. -BROGGINI N. -TEXTOR M. -BUSER D.	EC non R	B	B
7	Effects of a novel calcium titanate coating on the osseointegration of blasted endosseous implants in rabbit tibiae. (30)	-SUH J.Y. -JEUNG O.C. -CHOI B.J. -PARK J.W.	ECR	A	B

8	Bone apposition around two different sandblasted and acid-etched titanium implant surfaces: a histomorphometric study in canine mandibles. (31)	-BORNSTEIN M.M. -VALDERRAMA P. -JONES A.A. -WILSON T.G. -SEIBL R. -COCHRAN D.L.	ECR	A	B
9	Influence of implant microstructure on the osseointegration of immediate implants placed in periodontally infected sites. (32)	-NOVAES A.B. -PAPALEXIOU V. -GRISI M.F.M. -SOUZA S.S.L.S. -TABA Jr M. -KAJIWARA J.K.	ECR	A	B
10	Inflammation associated with implants with different surface types. (33)	-PONGNARISORN N.J. -GEMMEL E. -TAN A.E.S. -HENRY P.J. -MARSHALL R.I. -SEYMOUR G. J.	ECR	A	B
11	Titanium release from implants prepared with different surface roughness. (34)	-WENNERBERG A. -IDE-EKTESSABI A. -HATKAMATA S. -SAWASE T. -JOHANSSON C. -ALBREKTSSON T. -MARTINELLI A. -SODERVALL U. -ODELIUS H.	Etude in vitro	C	B
12	Impact of implant surface and grafting protocol on clinical outcomes of endosseous implants. (35)	-MARCHETTI C. -PIERI F. -TRASARTI S. -CORINALDESI G. -DEGIDI M.	Etude clinique rétrospective	C	A
13	Effect of supramicron roughness characteristics produced by 1- and 2-step acid etching on the osseointegration capability of titanium. (36)	-ATT W. -TSUKIMURA N. -SUZUKI T. -OGAWA T.	Etude in vitro	C	A
14	Early loading of sandblasted and acid-etched implants: a randomized-controlled double-blind split-mouth study. Five-year results. (37)	-ROCCUZZO M. -AGLIETTA M. -BUNINO M. -BONINO L.	ECR	A	B

15	Behavior of CAL72 osteoblast-like cells cultured on zirconia ceramics with different surface topographies. (38)	-BACHLE M. -BUTZ F. -HUBNER U. -BAKALINIS E. -KOHAL R. J.	Etude in vitro	C	B
16	Healing at fluoride-modified implants placed in wide marginal defects: an experimental study in dogs. (39)	-ABRAHAMSSON I. -ALBOUY J.P. -BERGLUNDH T.	ECR	A	B
17	Spontaneous progression of ligature induced peri-implantitis at implants with different surface roughness: an experimental study in dogs. (40)	-BERGLUNDH T. -GOTFREDSEN K. -ZITZMANN N.U. -LANG N.P. -LINDHE J.	EC non R	B	B
18	A descriptive study on retrieved non-threaded and threaded implant designs. (41)	-BOLIND P.K -JOHANSSON C.B. -BECKER W. -LANGER L. -SEVETZ Jr E.B. -ALBREKTSSON T.O.	EC non R	B	B
19	Effects of anodized oxidation or turned implants on bone healing after using conventional drilling or trabecular compaction technique: histomorphometric analysis and RFA. (42)	-KIM S.K. -LEE H.N. -CHOI Y.C. -HEO S.J. -LEE C.W. -CHOIE M.K.	ECR	A	B
20	Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs. (43)	-GAHLERT M. -GUDEHUS T. -EICHHORN S. -STEINHAUSER E. -KNIBA H. -ERHART W.	ECR	A	B
21	Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. (44)	-BUSER D. -BROGGINI N. -WIELAND M. -SCHENK R.K. -DENZER A.J. -COCHRAN D.L. -HOFFMANN B. -LUSSI A. -STEINEMANN S.G.	EC non R	B	C

22	Immediate loading of dental implants supporting fixed partial dentures in the posterior mandible: a randomized controlled split-mouth study. Machined versus titanium oxide implant surface. (45)	-SCHINCAGLIA G.P. -MARZOLA R. -SCAPOLI C. -SCOTTI R.	ECR	A	A
23	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. (46)	-SALVI G.E. -GALLINI G. -LANG N.P.	ECR	A	B
24	Bone-implant contact at calcium phosphate-coated and porous titanium oxide (TiUnite™)-modified oral implants. (47)	-XIROPAIDIS A.V. -QAHASH M. -LIM W.H. -SHANAMAN R.H. -ROHRER M.D. -WIKESJO U.M.E. -HALL J.	EC non R	B	B
25	Treatment of a commercial, machined surface titanium implant with H ₂ SO ₄ /H ₂ O ₂ enhances contact osteogenesis. (48)	-TAVARES M.G. -TAMBASCO DE OLIVEIRA P. -NANCI A. -HAWTHORNE A.C. -ROSA A.L. -XAVIER S.P.	EC non R	B	B
26	Focal adhesion contact formation by fibroblasts cultured on surface-modified dental implants: an in vitro study. (49)	-GRIEPENTROG M. -GROSSNER-SCHREIBER B. -HERZOG M. -HEDDERICH J. -DUCK A. -HANNIG M.	Etude in vitro	C	B
27	Comparative histomorphometry and resonance frequency analysis of implants with moderately rough surfaces in a loaded animal model. (50)	-AL-NAWAS B. -GROETZ K.A. -GOETZ H. -DUSCHNER H. -WAGNER W.	ECR	A	B
28	Surface-etching enhances titanium implant osseointegration in newly formed (rhBMP-2-induced) and native bone. (51)	-QAHASH M. -HARDWICK R. -ROHRER M.D. -WOZNEY J.M. -WIKESJO U.M.E.	EC non R	B	A

29	Effect of three distinct treatments of titanium surface on osteoblast attachment, proliferation and differentiation. (52)	-SOARES SADER M.S. -BALDUINO A. -SOARES G. -BOROJEVIC R.	Etude in vitro	C	B
30	Bone healing at implants with a fluoride-modified surface: an experimental study in dogs. (53)	-BERGLUNDH T. -ABRAHAMSSON I. -ALBOUY J.P. -LINDHE J.	EC non R	B	B
31	Clinical evaluation of dental implants with surfaces roughened by anodic oxidation, dual acid-etched implants, and machined implants. (54)	-AALAM A. -NOWZARI H.	Etude clinique rétrospective	C	A
32	Effects of a cell adhesion molecule coating on the blasted surface of titanium implants on bone healing in the rabbit femur. (55)	-PARK J.W. -LEE S.G. -CHOI B.J. -SUH J.Y.	EC non R	B	A
33	Radiologic follow-up of peri-implant bone loss around machine-surfaced and rough-surfaced interforaminal implants in the mandible functionally loaded for 3 to 7 years. (56)	-ZECHNER W. -TRINKL N. -WATZAK G. -BUSENLECHNER D. -TEPPER G. -HAAS R. -WATZEK G.	Etude clinique rétrospective	C	A
34	Effect of titanium surface roughness on human osteoblast proliferation and gene expression in vitro. (57)	-MARINUCCI L. -BALLONI S. -BECCHETTI E. -BELCASTRO S. -GUERRA M. -CALVITTI M. -LILLI C. -CALVI E.M. -LOCCI P.	Etude in vitro	C	A
35	Trabecular bone response to titanium implants with a thin carbonate-containing apatite coating applied using the molecular precursor method. (58)	-HAYAKAWA T. -TAKAHASHI K. -YOSHINARI M. -OKADA H. -SATO M. -NEMOTO K.	EC non R	B	A

36	Oxidized titanium implants (Nobel Biocare® TiUnite™) compared with turned titanium implants (Nobel Biocare® mark III™) with respect to implant failure in a group of consecutive patients treated with early functional loading and two-stage protocol. (59)	-JUNGNER M. -LUNDQVIST P. -LUNDGREN S.	Etude clinique rétrospective	C	B
37	The effects of implant surface roughness and surgical technique on implant fixation in an in vitro model. (60)	-SHALABI M.M. -WOLKE J.G.C. -JANSEN J.A.	Etude in vitro	C	B
38	Influence of implant microstructure on the dynamics of bone healing around immediate implants placed into periodontally infected sites. (61)	-PAPALEXIOU V. -NOVAES Jr A.B. -GRISI M.F.M. -SOUZA S.S.L.S. -TABA Jr M. -KAJIWARA J.K.	ECR	A	B
39	Osteoblast attachment on titanium disks after laser irradiation. (62)	-ROMANOS G. -CRESPI R. -BARONE A. -COVANI U.	Etude in vitro	C	A
40	Primary stability of turned and acid-etched screw-type implants : a removal torque and histomorphometric study in rabbits (63)	-FERNANDES E. -UNIKOWSKI I.L. -TEIXEIRA E.R. -DA COSTA N.P. -SHINKAI R.S.	ECR	A	A
41	Bone response adjacent to calcium phosphate electrostatic spray deposition coated implants: an experimental study in goats. (64)	-MANDERS P.J.D. -WOLKE J.G.C. -JANSEN J.A.	EC non R	B	B
42	Biomimetic calcium phosphate composite coating of dental implants. (65)	-SCHLIEPHAKE H. -SCHARNWEBER D. -ROESSELER S. -DARD M. -SEWING A. -AREF A.	ECR	A	A
43	Osseointegration of anodized titanium implants coated with fibroblast growth factor-fibronectin (FGF-FN) fusion protein. (66)	-PARK J.M. -KOAK J.Y. -JANG J.H. -HAN C.H. -KIM S.K. -HEO S.J.	EC non R	B	A

44	Optimum surface properties of oxidized implants for reinforcement of osseointegration: surface chemistry, oxide thickness, porosity roughness and crystal structure. (67)	-SUL Y.T. -JOHANSSON C. -WENNERBERG A. -CHO L. -CHANG B.S. -ALBREKTSSON T.	ECR	A	A
45	Analysis of MG63 osteoblastic-cell response to a new nanoporous implant surface by means of a microarray technology. (68)	-CARINCI F. -PEZZETI F. -VOLINIA S. -FRANCIOSO F. -ARCELLI D. -MARCHESINI J. -CARAMELLI E. -PIATTELLI A.	Etude in vitro	C	B
46	Mechanical and histologic examination of titanium alloy material treated by sandblasting and anodic oxidization. (69)	-YAMAGAMI A. -YOSHIHARA Y. -SUWA F.	EC non R	B	A
47	Early loading of non-submerged titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: 5 years results of a prospective study in partially edentulous patients. (70)	-BORNSTEIN M.M. -SCHMID B. -BELSER U.C. -LUSSI A. -BUSER D.	Etude clinique prospective	C	B
48	The effects of ion beam-assisted deposition of hydroxyapatite on the grit-blasted surface of endosseous implants in rabbit tibiae. (71)	-PARK Y.S. -YI K.Y. -LEE I.S. -HAN C.H. -JUNG Y.C.	ECR	A	A
49	Bone formation at titanium porous oxide (TiUnite™) oral implants in type IV bone. (72)	-HUANG Y.H. - XIROPAIDIS A.V. -SORENSEN R.G. -ALBANDAR J.M. - HALL J. -WIKESJO U.M.E.	EC non R	B	B
50	Comparison of osteoblast spreading on microstructured dental implant surfaces and cell behaviour in an explant model of osseointegration. (73)	-SAMMONS R.L. -LUMBIKANONDA N. -GROSS M. -CANTZLER P.	Etude in vitro	C	B
51	Effects of implant surface microtopography on osteoblast gene expression. (74)	-MASAKI C. -SCHNEIDER G.B. -ZAHARIAS R. -SEABOLD D. -STANFORD C.	Etude in vitro	C	B

52	Early bone formation adjacent to rough and turned endosseous implant surfaces. (75)	-ABRAHAMSSON I. -BERGLUNDH T. -LINDER E. -LANG N.P. -LINDHE J.	ECR	A	B
53	Fast element mapping of titanium wear around implants of different surface structures. (76)	-MEYER U. -BUHNER M. -BUTCHTER A. -KRUSE-LOSLER B. -STAMM T. -WIESMANN H.P.	EC non R	B	B
54	Supra- and subgingival biofilm formation on implant abutments with different surface characteristics. (77)	-ELTER C. -HEUER A. -HANNING M. -HEIDENBLUT T. -BACH F.W. -STIESCH-SCHOLZ M.	ECR	A	A
55	A 3-arm study of early loading of rough-surfaced implants in the completely edentulous maxilla and in the edentulous posterior maxilla and mandible: results after 1 year of loading. (78)	-NORDIN T. -NILSSON R. -FRYKHOLM A. -HALLMAN M.	Etude clinique prospective	C	A
56	Analysis of 164 titanium oxide-surface implants on completely edentulous arches for fixed prosthesis anchorage using the pterygomaxillary region (79)	-BALSHI S.F. -WOLFINGER G.J -BALSHI T.J.	Etude clinique rétrospective	C	A
57	Effect of immobilized bone morphogenic protein 2 coating of titanium implants on peri-implant bone formation. (80)	-SCHLIEPHAKE H. -AREF A. -SCHARNWEBER D. -BIERBAUM S. -ROESSLER S. -SEWING A.	EC non R	B	B
58	Effect of polyphosphoric acid pre-treatment of titanium on attachment, proliferation and differentiation of osteoblast-like cells (MC3T3-E1). (81)	-MAEKAWA K. -YOSHIDA Y. -MINE A. -VAN MEERBEEK B. -KUBOKI T.	Etude in vitro	C	B

59	Human histologic and histomorphometric analyses of hydroxyapatite-coated implants after 10 years of function: a case report. (82)	-TRISI P. -KEITH D.J. -ROCCO S.	Etude clinique prospective	C	A
60	Histomorphometric study of ion implantation and diamond-like carbon as dental implant surface treatments in beagle dogs. (83)	-DE MAEZTU M.A. -BRACERAS I. -ALAVA J.I. -SANCHEZ-GARCES M.A. -GAY-ESCODA C.	ECR	A	A
61	In vivo evaluation of the trabecular bone behavior to porous electrostatic spray deposition-derived calcium phosphate coatings. (84)	-SIEBERS M. -WOLKE J. G.C. -WALBOOMERS X.F. -JANSEN J.A.	ECR	A	B
62	One-year follow-up of first consecutive 100 zirconia dental implants in humans: a comparison of 2 different rough surfaces. (85)	-OLIVA J. -OLIVA X.	EC non R	B	A
63	Osseointegration of Osseotite® and machined-surfaced titanium implants in membrane-covered critical-sized defects: a histologic and histometric study in dogs. (86)	-VEIS A.A. -PAPADIMITRIOU S. -TRISI P. -TSIRLIS A.T. -PARISSIS N.A. -KENEALY J.N.	EC non R	B	B
64	Oxidized, bioactive implants are rapidly and strongly integrated in bone. Part 1: experimental implants. (87)	-SUL Y.T. -JEONG Y. -JOHANSSON C. -ALBREKTSSON T.	ECR	A	B
65	Harder and stiffer bone osseointegrated to roughened titanium. (88)	-BUTZ F. -AITA H. -WANG C.J. -OGAWA T.	EC non R	B	C
66	Peri-implant tissue response to TiO ₂ surface modified implants. (89)	-ROSSI S. -TIRRI T. -PALDAN H. -KUNTSI-VAATTOVAARA H. -TULAMO R. -NARHI T.	EC non R	B	B

67	The effect of three different calcium phosphate implant coatings on bone deposition and coating resorption: a long-term histological study in sheep. (90)	-SCHOPPER C. -MOSER D. -GORIWODA W. -ZIYA-GHAZVINI F. -SPASSOVA E. -LAGOGIANNIS G. -AUTERITH A. -EWERS R.	EC non R	B	B
68	Improved retention and bone-to-implant contact with fluoride-modified titanium implants. (91)	-ELLINGSEN J.E. -JOHANSSON C.B. -WENNERBERG A. -HOLMEN A.	EC non R	B	A
69	Effects of surface topography on the connective tissue attachment to subcutaneous implants. (92)	-KIM H. -MURAKAMI H. -CHEHROUDI B. -TEXTOR M. -BRUNETTE D.M.	ECR	A	A
70	Osseointegration of mobile posterior single-tooth implants with SLA surface : report of 2 cases. (93)	-AOUATE G.	Etude clinique prospective	C	A
71	Enhanced implant stability with a chemically modified SLA surface : a randomized pilot study. (94)	-OATES T.W. -VALDERRAMA P. -BISCHOF M. -NEDIR R. -JONES A. -SIMPSON J. -TOUTENBURG H. -COCHRAN D.L.	ECR	A	A

Tableau n°5 : Tableau descriptif de chaque article inclus dans l'étude

Légende :

Revues :

- A = *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*
- B = *Clinical Oral Implants Research*
- C = *Journal of Dental Research*

Type d'article :

- ECR = essai clinique randomisé
- EC non R = essai clinique non randomisé
- Etude in vitro
- Etude clinique prospective
- Etude clinique rétrospective

5. 2. Analyse des études des articles sélectionnés

	<u>Type de surface étudiée</u>	<u>Nombre de spécimens étudiés</u>	<u>Nombre de sujets étudiés</u>	<u>Résultat +/-</u>	<u>A</u>	<u>B</u>	<u>C</u>
1	* Contrôle : surface en titane usiné * Test : surface en oxyde de titane	8 implants	12 chiens	+	oui	oui	multi
2	* Contrôle : surface en alliage de titane (Ti-6Al-4V) * Test : surface modifiée avec une solution de phosphate de calcium	80 implants	40 lapins	+	oui	oui	multi
3	* Surface en plasma spray de titane * Surface en titane recouvert d'hydroxyapatite * Surfaces hybrides en titane (usinées sur les 3 premières spires et mordancées sur les autres) * Surface en titane pur	36 implants	6 chiens	=	oui	oui	multi
4	* Surface en titane usiné * Surface en oxyde de titane	58 implants	41 patients	+	oui	non	uni
5	* Surface en titane usiné, Ra=0,53 µm * Surface à oxydation anodique, Ra=0,5-2 µm	124 implants	31 patients	=	oui	non	uni

6	<p>* Surface en titane sablé et mordancé recouvert par 4 co-polymères différents</p> <p>* Surface en titane sablé et mordancé standard</p>	48 implants	6 porcs	+	oui	oui	multi
7	<p>* Contrôle : surface avec projetât d'hydroxyapatite</p> <p>* Test : Surface recouverte de calcium</p>	48 implants	7 lapins	+	oui	non	uni
8	<p>* Contrôle : Surface en titane sablé et mordancé (standard)</p> <p>* Test : Surface en titane sablé et mordancé rincé dans une solution N2 puis continuellement emmagasiné dans une solution isotonique de NaCl</p>	60 implants	5 chiens	+	oui	oui	multi
9	<p>* Surface en titane sablé et mordancé</p> <p>* Surface en plasma spray de titane</p>	36 implants	6 chiens	=	oui	oui	uni
10	<p>* Surface en titane mordancé, Sa= 0,31 µm</p> <p>* Surface en titane usiné, Sa= 0,23 µm</p> <p>* Surface en titane usiné, Sa=0,39 µm</p> <p>* Surface à oxydation anodique, Sa=0,36 µm</p>	64 implants	8 chiens	=	oui	oui	multi

11	<ul style="list-style-type: none"> * Surface en titane usiné * Surface en titane sablé avec des particules d'Al₂O₃ de tailles différentes (25, 75, 250 µm) 	38 implants	Lapins (nombre non spécifié)	=	oui	non	multi
12	<ul style="list-style-type: none"> * Surface en titane sablé et mordancé * Surface en titane usiné 	140 implants	30 patients	=	oui	non	uni
13	<ul style="list-style-type: none"> * Surface mordancée en une étape (H₂SO₄) * Surface mordancée en deux étapes (HF et H₂SO₄) 	20 implants	Os de 8 rats	=	oui	oui	uni
14	<ul style="list-style-type: none"> * Test : Surface en titane sablé et mordancé * Contrôle : Surface en plasma spray de titane 	136 implants	32 patients	+	oui	non	multi
15	<ul style="list-style-type: none"> * Surface en zircone usinée * Surface en zircone abrasée par des particules * Surface en zircone abrasée par des particules et mordancée * Polystyrène * Surface en titane abrasé par des particules de large diamètre et mordancée 	non spécifié	ostéoblastes	+	oui	non	uni

16	<p>* Contrôle : Surface sablée par des particules de dioxyde de titane (TiOblast®)</p> <p>* Test : Surface sablée par des particules de dioxyde de titane (TiOblast®) modifiée (fluorure)</p>	24 implants	6 chiens	+	oui	oui	uni
17	<p>* Surface polie, Sa=0,35µm</p> <p>* Surface en titane sablé et mordancé, Sa=2,29µm</p>	non spécifié	5 chiens	+	oui	non	multi
18	<p>* Implants non filetés</p> <p>* Implants filetés</p>	75 implants non filetés et 46 implants filetés	117 patients	+	oui	non	multi
19	<p>* Surface usinée</p> <p>* Surface à oxydation anodique</p>	72 implants	12 chiens	+	oui	non	multi
20	<p>* Implants en zircone avec une surface usinée</p> <p>* Implants en titane avec une surface usinée et mordancée</p> <p>* Implants en zircone avec une surface sablée</p>	78 implants	13 porcs	+	oui	oui	multi
21	<p>* Contrôle : Surface en titane sablé et mordancé</p> <p>* Test : Surface en titane sablé et mordancé modifiée (rincée dans un bain de N2 et gardée dans un bain de NaCl)</p>	non spécifié	6 porcs	+	oui	oui	multi

22	* Contrôle : Surface en titane usiné * Test : Surface en oxyde de titane (Tiunite®)	42 implants (20 tests ; 22 control)	10 patients	=	oui	oui	multi
23	* Surface de titane sablé et mordancé (SLA)	67 implants	27 patients	+	non	non	multi
24	* Surface en titane recouverte de phosphate de calcium * Surface poreuse en oxyde titane modifié	40 implants	10 chiens	+	oui	non	multi
25	* Surface en titane mordancé (H2SO4/H2O2) * Surface en titane usiné	48 implants	8 chiens	+	oui	non	multi
26	*Surface en titane modifié par différents (17) revêtements de surface	Non spécifié	Fibroblastes humains	+	oui	oui	multi
27	* Contrôle : Surface en titane usiné * Test : Surface à oxydation anodique * Test : Surface sablée et mordancée * Contrôle : Surface en plasma spray de titane	196 implants	16 chiens	=	oui	non	multi
28	* Surface en titane mordancé * Surface en titane usiné	21 implants	8 chiens	+	oui	oui	multi
29	* Titane poncé avec du papier abrasif 600SiC * Titane soufflé avec du papier d'alumine 65µm * Titane soufflé par de l'alumine puis mordancé	96 échantillons	ostéoblastes	+	oui	non	multi

30	<p>* Contrôle : Surface sablée par des particules de dioxyde de titane (TiOblast®)</p> <p>* Test : Surface sablée par des particules de dioxyde de titane (TiOblast®) modifiée (fluorure)</p>	Non spécifié	6 chiens	+	oui	oui	uni
31	<p>* Surface en oxyde de titane (TiUnite®)</p> <p>* Surface hybride (Osseotite®)</p> <p>* Surface en titane usiné</p>	<p>58 TiUnite®</p> <p>52 Osseotite®</p> <p>88 implants usinés</p>	74 patients	=	oui	non	uni
32	<p>Implants à surface recouverte d'hydroxyapatite</p> <p>* Contrôle : non recouverts</p> <p>* Test : recouverts (T-CAM)</p>	14 implants	7 lapins	+	oui	oui	uni
33	<p>* Surface en titane usiné</p> <p>* Surface en titane sablé et mordancé</p>	144 implants	36 patients	+	oui	non	uni
34	<p>* Surface usinée</p> <p>* Surface micro-sablée (avec des particules d'Al₂O₃)</p> <p>* Surface macro-sablée (avec des particules d'Al₂O₃)</p>	90 échantillons	4 mâchoires humaines	+	oui	non	uni
35	<p>* Contrôle : Surface en titane</p> <p>* Test : Implant en titane recouvert de Carbonate-apatite</p>	32 implants	16 lapins	+	oui	non	multi
36	<p>* Implants en titane oxydé</p> <p>* Surface en titane usiné</p>	394 implants	136 patients	+	oui	non	multi
37	<p>* Surface en titane usiné</p> <p>* Surface en titane mordancé</p>	60 implants	Chèvres (nombre non spécifié)	=	oui	non	uni

38	* Surface en plasma spray de titane * Surface en titane sablé et mordancé	36 implants	6 chiens	+	oui	oui	uni
39	* Surface en titane usiné * Surface revêtue d'une couche d'hydroxyapatite * Surface en titane sablé * Surface en plasma spray de titane	Non spécifié	Ostéoblastes humains	+	oui	non	multi
40	* Surface en titane usiné * Surface en titane mordancé	60 implants	20 lapins (5 sont sacrifiés)	+	oui	non	multi
41	* Surface recouverte de carbonate-apatite * Surface en plasma spray d'hydroxyapatite	24	6 chèvres	=	oui	non	uni
42	* Implants en titane usiné * Implants recouvert de collagène I * Implants en titane avec une surface usinée recouverte d'hydroxyapatite et de collagène minéralisé * Implants en titane avec une surface usinée recouverte d'hydroxyapatite	Non spécifié	10 chiens	+	oui	oui	multi
43	* Implants en titane anodisé * Implants en titane anodisé et plongé dans une solution contenant des protéines (FGF-FN)	20 implants	10 lapins	+	oui	non	uni
44	* Contrôle: Implants usinés * Test : Implants oxydés	60 implants	10 lapins	+	oui	non	multi

45	* Surface en titane usiné * Nanosurface	Non spécifié	ostéoblastes	+	oui	non	multi
46	* Surface en titane usiné; Ra=1,1µm * Surface sablée après un processus d'oxydation anodique ; Ra=1,2µm ; 2,7µm ; 4,7µm	32 implants	8 lapins	+	oui	non	multi
47	* Surface en titane sablé et mordancé	104 implants	51 patients	+	non	oui	multi
48	* Surface sablée * Surface sablée et revêtue d'hydroxyapatite grâce à la méthode IBAD (ion beam-assisted deposition)	40 implants	10 lapins	+	oui	non	multi
49	* Surface en oxyde poreux de titane (TPO) (TiUnite®)	24 implants	8 singes	+	non	non	multi
50	* Surface en plasma spray de titane, Ra=3,5µm * Surface en titane sablé et mordancé, Ra=2,93µm * Surface en titane sablé, Ra=0,86µm (Osseotite®) * Surface sablée et mordancée ; Ra=2,41µm ; 2,75µm * Surface anodisée ; Ra=0,76µm (TiUnite®) * Surface usinée lisse ; Ra=0,81µm	Non spécifié	Ostéoblastes de crâne de rats	+	oui	oui	multi

51	<ul style="list-style-type: none"> * Titane soufflé par des particules de dioxyde * Titane soufflé par des particules et mordancé à l'acide hydrofluorique * Titane soufflé par des particules et mordancé * Titane soufflé par des particules, mordancé et rincé par une protection N2 et gardé dans une solution isotonique 	Non spécifié	1486 cellules humaines	+	oui	oui	multi
52	<ul style="list-style-type: none"> * Surface implantaire en titane usiné * Surface implantaire en titane sablé et mordancé 	160 surfaces	20 chiens	+	oui	oui	uni
53	<ul style="list-style-type: none"> * Surface implantaire en titane sablé et mordancé (SLA) ; Ra=1,5µm * Surface en plasma spray de titane; Ra=2,2µm * Surface usinée ; Ra=0,4µm 	12 implants	2 porcs	+	oui	non	multi
54	<ul style="list-style-type: none"> * Surface en titane sablé avec des particules d'Al2O3 de 110µm * Surface usée avec une fraise diamantée * Surface mordancée à l'acide hydrofluorique * Surface en titane non traitée 	15 implants	11 patients	+	oui	non	multi
55	<ul style="list-style-type: none"> * Surface implantaire en titane usiné et mordancé (SLA) 	122 implants	54 patients	+	non	non	multi

56	* Surface en oxyde poreux de titane (TPO) (TiUnite®) * Surface en titane usiné	840 implants	82 patients	+	oui	non	uni
57	* Surface en titane usiné * Surface revêtue de collagène I * Surface revêtue de collagène I, de sulfate de chondroïtine et de BMP2	Non spécifié	10 chiens	+	oui	non	multi
58	* Titane non traité * Titane traité avec de l'acide polyphosphorique (1% et 10%) et de l'acide orthophosphorique (10%)	Non spécifié	ostéoblastes	+	oui	non	multi
59	* Surface recouverte d'hydroxyapatite	2 implants	1 patient	+	oui	non	multi
60	* Surface en titane usiné * Surface sablée et mordancée * Surface anodisée * Surface mordancée * Surface traitée (CO ion implantation) * Surface recouverte (DLC diamond-like carbon)	72 implants	12 chiens	+	oui	non	multi
61	* Surface en plasma spray de titane; Ra=5,5µm * Surface recouverte de phosphate de calcium ; Ra=5,7µm	24 implants	6 chèvres	+	oui	non	uni
62	* Implants en zircone non traitée * Implants en zircone traitée	100 implants	36 patients	+	oui	non	multi

63	* Surface en titane mordancé * Surface en titane usiné	30 implants	3 chiens	+	oui	non	multi
64	* Surface en titane usinée Sa=0,55µm * Surface en titane oxydé (ion magnésium) ; Sa=0,69µm	20 implants	10 lapins	+	oui	non	multi
65	* Surface en titane usiné * Surface en titane mordancé	Non spécifié	33 rats	+	oui	oui	uni
66	* Surface implantaire en titane sablé et mordancé (SLA) * Surface traitée (TiO2)	12 implants tests 24 implants contrôles	6 chiens	+	oui	non	multi
67	* Implants en titane recouvert d'un gel d'hydroxyapatite par une méthode d'électro-soustraction * Implants en titane recouvert d'hydroxyapatite par une méthode d'électro-soustraction * Implants en titane recouvert d'hydroxyapatite et de pholphate tricalcique par une méthode d'électro-soustraction * Implants en plasma spray d'hydroxyapatite * Implants en plasma spray de titane	75 implants	6 brebis	+	oui	oui	multi

68	<ul style="list-style-type: none"> * Implants en titane recouvert de TiO2 * Implants en titane recouvert de TiO2 puis modifié par un bain d'acide hydrofluorique 	80 implants	20 lapins	+	oui	non	multi
69	<ul style="list-style-type: none"> * Surface en titane usiné * Surface en titane poli * Surface en titane finement sablé * Surface en titane grossièrement sablé * Surface en titane mordancé * Surface en titane sablé et mordancé * Surface en plasma spray de titane * Surface en silicone 	153 surfaces testées	74 rats	+	oui	oui	multi
70	<ul style="list-style-type: none"> * Surface implantaire en titane sablé et mordancé (SLA) 	3 implants	2 patients	+	non	non	uni
71	<ul style="list-style-type: none"> * Contrôle : surface implantaire en titane sablé et mordancé (SLA) * Test : surface SLA modifiée chimiquement 	62 implants	31	+	oui	oui	multi

Tableau n°6 : Tableau d'analyse de chaque article inclus dans l'étude

Légende :

A ≡ Etude comparative de différentes surfaces implantaires

B ≡ Déclaration de conflit d'intérêt

C ≡ Aspect multi/uni centrique

Résultats :

+ : résultats positifs

- : résultats négatifs

= : résultats non tranchés

5. 3. Statistiques

5. 3. 1. Distribution des articles en fonction de la revue scientifique

Un total de 71 articles a été sélectionné à la suite de la recherche bibliographique sur la base de données Medline et d'un second tri manuel des articles.

Au total, ces articles se répartissent selon les revues :

- 39 articles dans la revue *Clinical Oral implants Research* ; soit 55% des articles sélectionnés
- 30 articles dans la revue *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* ; soit 42% des articles sélectionnés
- 2 articles dans la revue *Journal of Dental Research* ; soit 3% des articles sélectionnés.

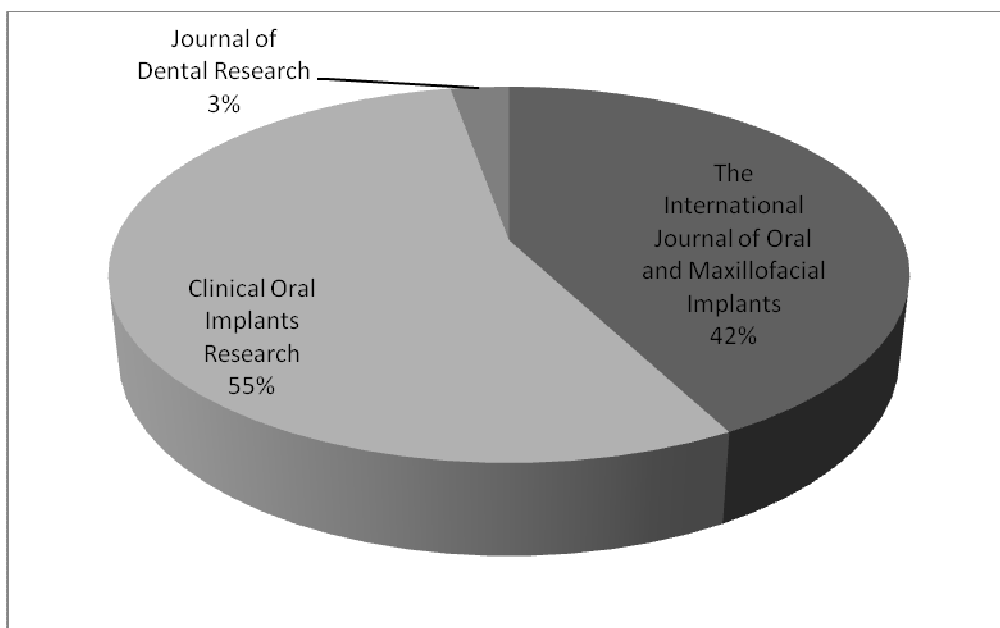


Schéma n°1 : Répartition des articles en fonction de la revue scientifique

5. 3. 2. Distribution des articles en fonction du type d'article

Suite à l'analyse de ces articles, nous avons pu observer la distribution du type d'articles. Sur les 71 articles :

- 26 sont des essais cliniques randomisés, soit un total de 36%
- 22 sont des essais cliniques non randomisés, soit un total de 31%
- 12 sont des études in vitro, soit un total de 17%
- 7 sont des études cliniques rétrospectives, soit un total de 10%
- 4 sont des études cliniques prospectives, soit un total de 6%.

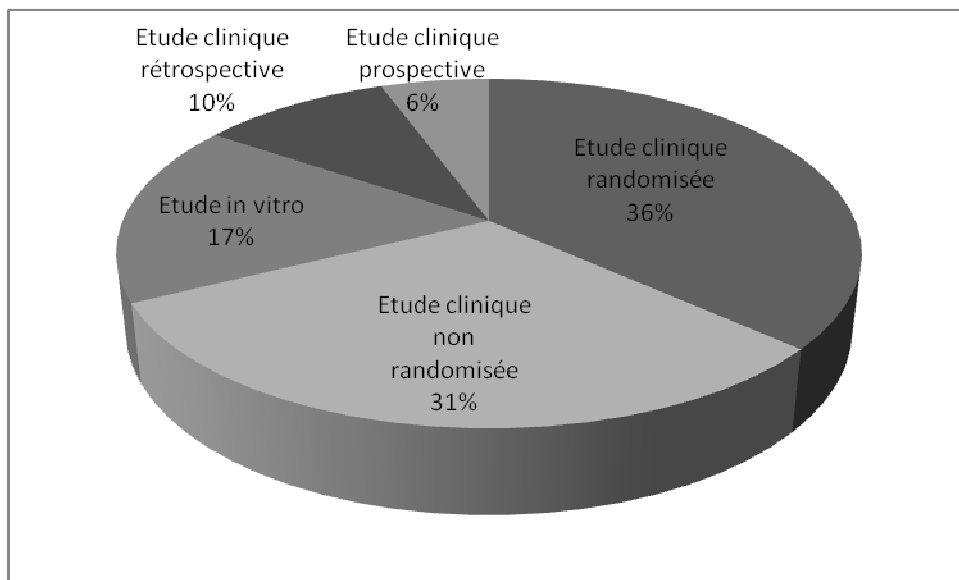


Schéma n°2 : Répartition des articles en fonction du type d'article

5. 3. 3. Distribution des articles en fonction de leur niveau de preuve

Le classement des articles en fonction de leur type nous a permis de les classer en fonction de leur niveau de preuve :

- 26 articles correspondent à un très bon niveau de preuve (A) soit 37% des articles ;
- 22 articles correspondent à un moyen niveau de preuve (B) soit 31% des articles ;
- 23 articles correspondent à un faible niveau de preuve (C) soit 32% des articles.

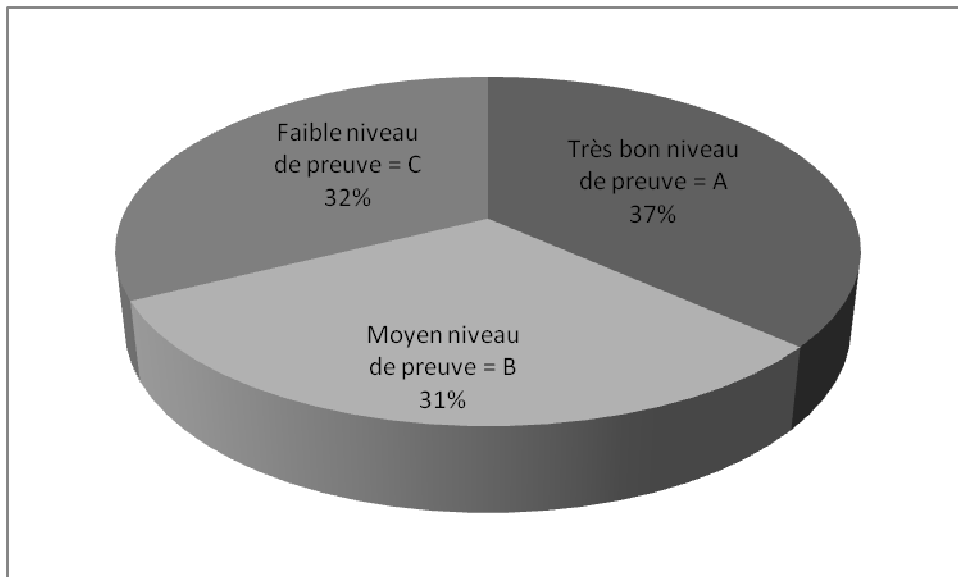


Schéma n°3 : Répartition des articles en fonction du niveau de preuve

5. 3. 4. Distribution des articles en fonction du facteur d'impact

Revue	Année	Facteur d'impact	Nombre d'articles
The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants	2004	1,772	7
	2005	1,412	6
	2006	1,705	7
	2007	1,78	9
	2008	1,972	1
Clinical Oral Implants Research	2004	2,139	6
	2005	1,897	10
	2006	2,497	8
	2007	2,148	9
	2008	2,756	6
Journal of Dental Research	2004	3,131	1
	2005	3,192	0
	2006	3,475	1
	2007	3,496	0
	2008	3,142	0

Tableau n°7 : Répartition des articles en fonction de la revue, de l'année de parution de la revue et en fonction du facteur d'impact

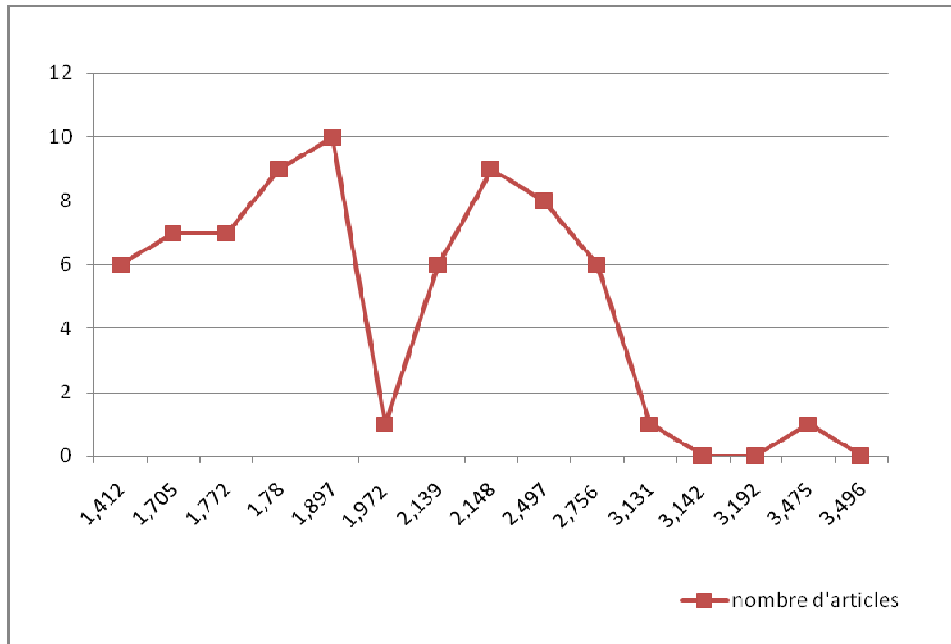


Schéma n°4: Répartition des articles en fonction du facteur d'impact

5. 3. 5. Distribution des articles en fonction des résultats des études

Parmi nos 71 articles, nous nous sommes penchés sur les résultats exprimés. Il a été observé que 83% présentent des résultats positifs contre 17% de résultats non tranchés. Aucun résultat négatif n'a été trouvé au sein de ces articles.

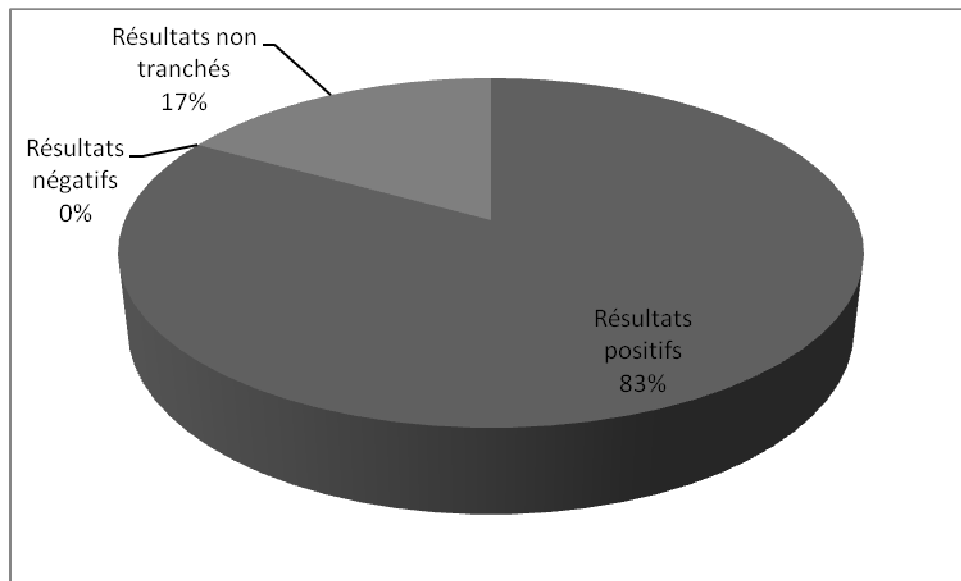


Schéma n° 5: Répartition des articles en fonction des résultats obtenus dans les études

5. 3. 6. Distribution des articles en fonction de la nature comparative ou non des études

Au sein de nos articles, nous avons pu constater que parmi eux 66 articles présentent une étude comparative soit 93% contre seulement 5 articles qui présentent une étude non comparative soit 7%.

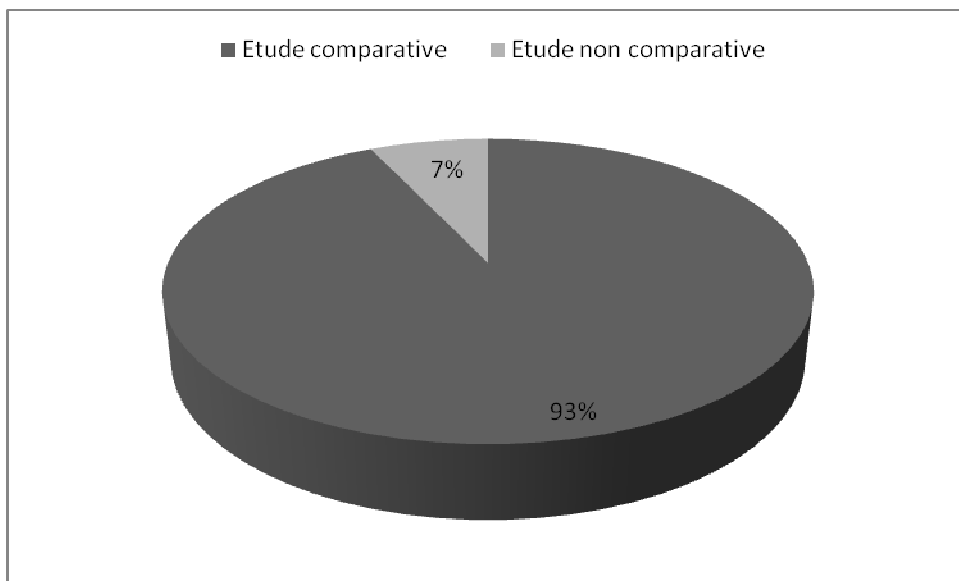


Schéma n°6 : Répartition des articles en fonction du critère comparatif ou non de l'étude

5. 3. 7. Distribution des articles en fonction du caractère uni- ou multicentrique des études

Nous avons classé nos études en fonction de leur caractère unicentrique c'est-à-dire les études dont les auteurs proviennent du même centre de recherche ou de leur caractère multicentrique c'est-à-dire dont les auteurs proviennent de centres de recherche différents.

Parmi les 71 articles, 70% présentent une étude multicentrique et 30% présentent une étude unicentrique.

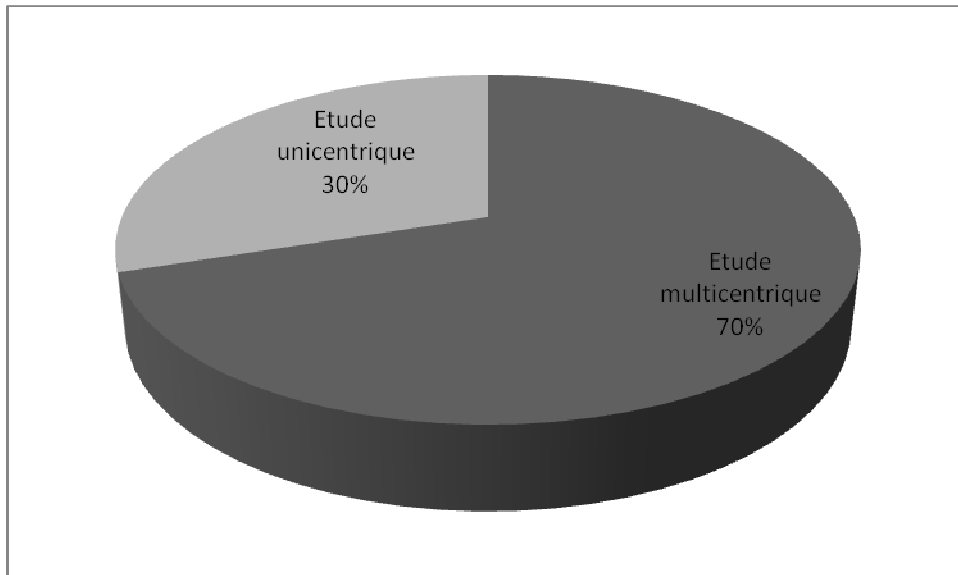


Schéma n°7 : Répartition des articles en fonction de leur qualité uni- ou multicentrique

5. 3. 8. Distribution des articles en fonction de la présence ou non d'un conflit d'intérêt au sein de l'étude

L'analyse des articles nous a penchés sur la question de la présence ou non de conflit d'intérêt au sein de nos études. Pour cela nous avons consulté pour chacun des articles les remerciements faits en conclusion à la fin des articles ; ainsi nous avons classé les articles selon 2 catégories en fonction de la présence ou non de remerciements destinés à un laboratoire. Nous avons constaté que :

- 45 articles soit 63% ne présentent pas de conflit d'intérêt avérés ;
- 26 articles soit 37% présentent un conflit d'intérêt connu.

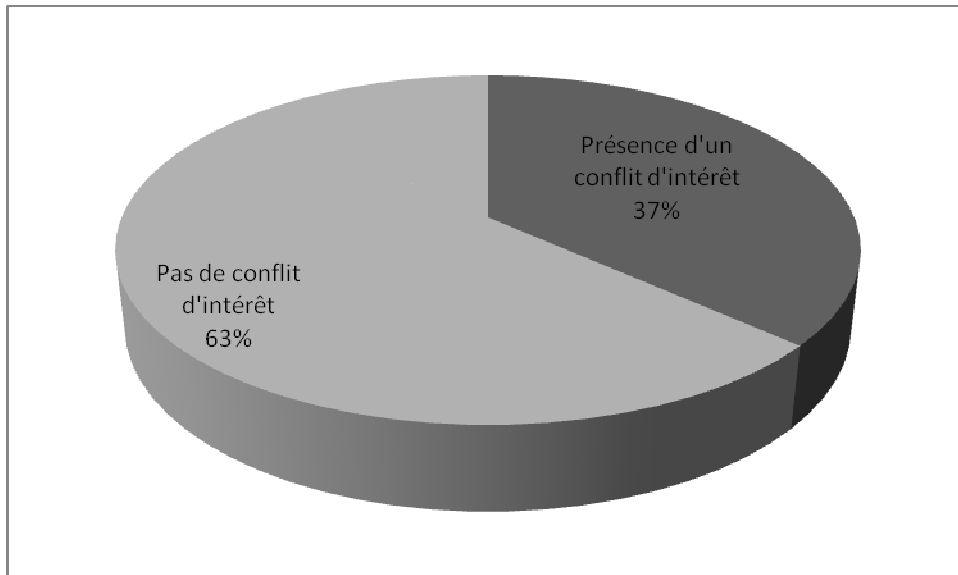


Schéma n°8 : Répartition des articles en fonction de la présence ou non d'un conflit d'intérêt au sein de l'étude

5. 3. 9. Distribution des articles en fonction du nombre de sujets inclus dans l'étude

Nous avons classés les articles dans 4 catégories en fonction du nombre de sujets qui sont inclus dans l'étude :

- nombre de sujets compris entre 0 et 29 sujets ;
- nombre de sujets compris entre 30 et 99 sujets ;
- nombre de sujets compris supérieur à 100 sujets ;
- nombre de sujets non spécifiés dans l'article.

Nous avons observé :

- 44 articles ont un nombre de sujets compris entre 0 et 29 soit 62% des articles ;
- 14 articles ont un nombre de sujets compris entre 30 et 99 soit 20% des articles ;
- 3 articles ont un nombre de sujets supérieurs à 100 soit 4% des articles ;
- 10 articles présentent une étude dont le nombre de sujets n'est pas spécifié soit 14% des articles.

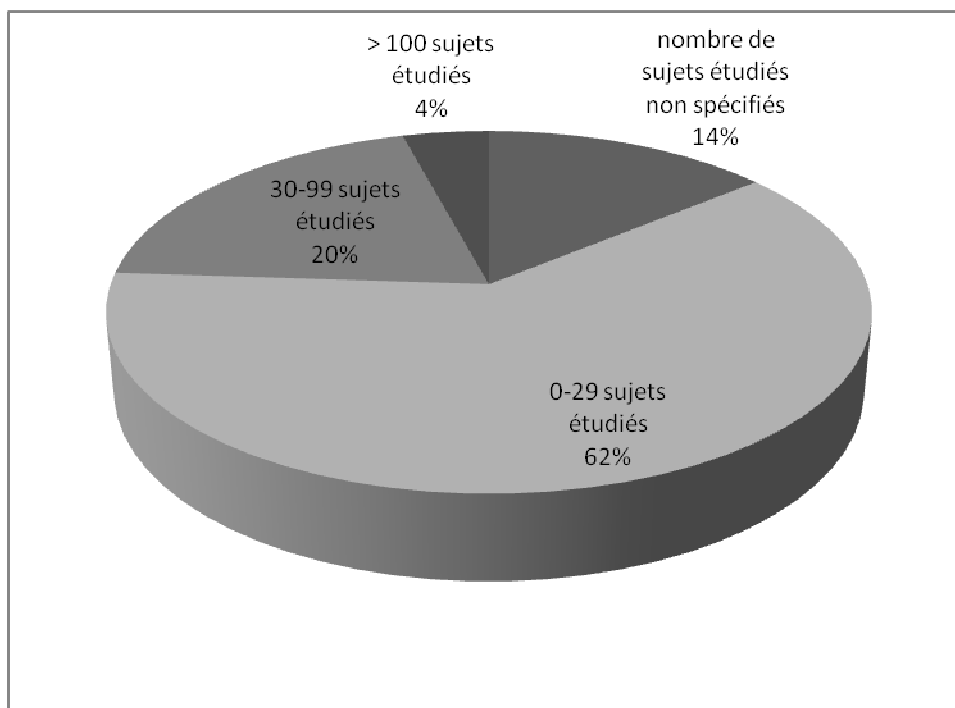


Schéma n°9 : Répartition des articles en fonction du nombre de sujets étudiés dans l'étude

6^{ème} partie :
Discussion

6. 1. La pertinence des articles scientifiques : faut-il remettre en cause la littérature scientifique ?

Pour tenter de répondre à cette question, notre étude s'est penchée sur les articles reposant sur les états de surface des implants dentaires.

✓ Au sein de cette recherche nous avons pu observer que seulement 36% de la littérature, soit environ le tiers seulement des articles, appartient à des études cliniques randomisées ; ce qui figure être une faible proportion puisque ces études représentent, comme nous l'avons vu précédemment, les meilleures études en terme de niveau de preuve.

En effet, les articles de notre étude sont répartis selon : un tiers environ (37%) présentent un très bon niveau de preuve (A), un tiers environ (31%) présentent un niveau moyen de preuve (B) et un tiers environ (32%) présentent un faible niveau de preuve (C) : soit une hétérogénéité importante du niveau de preuve des articles. On observe donc statistiquement un grand nombre d'articles n'ayant pas de pertinence d'un point de vue scientifique en ce qui concerne leur niveau de preuve.

Or, le niveau de preuve d'une étude caractérise la capacité de l'étude à répondre à la question posée.

Selon l'agence nationale d'accréditation et d'évaluation en santé (23), cette capacité se juge, d'une part, par la correspondance de l'étude au cadre du travail (sujet, population, paramètres de jugement pris en compte), et d'autre part par les caractéristiques suivantes :

- l'adéquation du protocole d'étude à la question posée ;
- l'existence ou non de biais importants dans la réalisation (et en particulier l'adaptation de l'analyse statistique aux objectifs de l'étude) ;
- la puissance de l'étude (et en particulier la taille de l'échantillon).

Le niveau de preuve est directement tributaire du sujet abordé et des questions posées.

Toujours selon l'agence nationale d'accréditation et d'évaluation en santé, une classification générale du niveau de preuve d'une étude peut être proposée à partir des classifications de la littérature et des composantes vues ci-dessus :

- un fort niveau de preuve correspond à une étude dont :
 - le protocole est adapté pour répondre au mieux à la question posée,
 - la réalisation est effectuée sans biais majeur,
 - l'analyse statistique est adaptée aux objectifs,
 - la puissance est suffisante.

- un niveau de preuve intermédiaire est donné à une étude de protocole similaire, mais présentant une puissance nettement insuffisante (effectif insuffisant ou puissance a posteriori insuffisante) et/ou des anomalies mineures ;

- un faible niveau de preuve peut être attribué aux autres types d'études.

✓ Dans l'étude du nombre de sujets inclus dans ces articles, on a pu observer que 62% des études incluent un taux de sujets inférieur à 30. Cependant pour que les résultats d'une étude soit statistiquement significatif, un nombre de sujets inclus dans l'étude supérieurs à 30 est nécessaire. Les effectifs supérieurs à 30 sujets sont de 20%, à 100 sujets de 4%.

Donc dans notre analyse, 62% des études peuvent être décrites comme non statistiquement pertinentes en terme de nombre de sujet étudiés ce qui représente un grand nombre d'articles. Sur le pouvoir statistique, la pertinence de l'échantillonnage est mise à mal.

✓ Au sein de notre étude, nous avons pu observer que très majoritairement (93%) les articles publiés font appel à des études comparatives.

On peut donc conclure que la majorité des études ne traitent pas un état de surface spécifique pour une mesure clinique particulière mais que l'état de surface voulant être étudié est dans la majorité des cas comparé à un autre ce qui semble ne pas être pas une bonne façon d'étudier un état.

✓ Dans ces études, nous avons pu observer qu'une grande partie des études concluent à des résultats positifs en faveur de l'état de l'état de surface sur lequel l'étude se penche en particulier. En effet, 83% de nos articles présentent des résultats positifs contre aucun résultat négatif. Les 17% restants représentent des études dont les résultats obtenus ne sont pas tranchés entre les états de surface étudiés ; c'est-à-dire que les résultats obtenus pour les états de surface étudiés ne sont pas statistiquement significatifs.

Il semblerait que les auteurs ne soient pas encouragés à publier des résultats négatifs.

✓ De plus, nous avons observé que la littérature scientifique publiée dans les revues à facteur d'impact important dans le domaine de l'odontologie (supérieur à 3) est très réduite. Il est dénombré seulement 2 articles en tout et pour tout.

✓ Pour étayer notre hypothèse de recherche, nous avons analysé nos 71 articles en recherchant lesquels présentent des conflits d'intérêt. Il s'est avéré que pour plus d'un tiers de la littérature consultée (37%) un conflit d'intérêt était sous-jacent. Ce taux représente les articles qui remercient un laboratoire ouvertement à la fin de leur article.

Donc environ un tiers des articles semblent présenter un conflit d'intérêt ; ce qui peut influencer de manière excessive, comme nous l'avons vu précédemment, certains résultats.

Il est à noter que parmi les 63% restant, il n'y a aucune certitude de l'absence de conflit d'intérêt.

✓ Cette analyse a aussi montré que moins du trois quart des études (70%) est multicentrique.

La signification clinique et statistique des résultats peut elle être discutée ?

Selon Collet *et Al.* (20), la signification clinique d'un résultat fait référence à l'importance de la différence observée sur le critère clinique d'efficacité ; elle est habituellement décrite en terme d'amplitude d'un résultat. La signification statistique au contraire ne nous donne aucun renseignement sur l'importance ou l'amplitude d'un effet, mais nous informe sur la probabilité que la différence constatée ne soit pas due à la chance mais soit réelle. C'est une prise de position sur la probabilité que cette différence soit due au hasard.

La signification statistique d'un résultat augmente quand le nombre de patients inclus dans l'étude est plus grand et quand la mesure du critère d'efficacité est fiable. On peut alors se poser des questions. Si la différence est statistiquement significative ($p < 0,05$) l'est-elle également sur le plan clinique ? Si la différence n'est pas statistiquement significative, y avait-il assez de patients dans l'étude pour mettre en évidence une différence clinique potentiellement significative ? En effet, plus la population étudiée est grande, plus la différence de résultats aura de chances d'être statistiquement significative (c'est-à-dire réelle), même si elle est cliniquement sans intérêt (c'est-à-dire trop petite pour justifier un changement des habitudes thérapeutiques). Si une population étudiée est trop petite, même une différence clinique importante avec un grand intérêt clinique potentiel peut ne pas être statistiquement significative. Donc lorsqu'une différence n'est pas statistiquement significative, le lecteur doit regarder avec attention la différence des résultats cliniques pour juger d'un éventuel intérêt thérapeutique. Cet argument se trouve confronté par une étude de Freiman *et Al.* (95) qui montre que la plupart des essais thérapeutiques dont les résultats n'étaient pas significatifs manquaient en fait de patients pour montrer une réduction du risque de 25 ou même 50%.

Notre étude aussi présente des biais. En effet, nous avons pu constater que cette analyse a été limitée dans le temps (de 2004 à juin 2008) pour une question de pratique. Ce qui nous a amené à l'étude de 71 articles seulement. Une étude plus allongée dans le temps serait nécessaire pour avoir un nombre plus important d'articles à analyser et de ce fait présenter des résultats plus significatifs.

De plus notre analyse n'a été faite que sur la recherche d'articles répondant un mot clé unique, toujours pour une question de pratique. Cette étude pourrait être approfondie avec différentes analyses de différents sujets (morphologie des implants, mise en place de membrane...) afin d'avoir une vue plus globale des résultats obtenus.

6. 2. Le conflit d'intérêts dans les revues scientifiques :

Les scientifiques anglo-saxons le caractérisent selon la définition suivante : « situation dans laquelle le jugement professionnel concernant une valeur essentielle (bien du patient, intégrité de la recherche...) est susceptible d'être influencé de manière excessive par un intérêt secondaire comme le gain financier » (96). D'autres intérêts secondaires sont à ajouter au gain financier : souhait d'une promotion, envie de recevoir un prix ou des félicitations de ses pairs, publier dans de grands journaux, désir de prestige, de pouvoir...

La crainte de tout comité de rédaction est de publier des données dont la véracité pourrait être altérée par des préoccupations extra-scientifiques. C'est pour cela que de nombreuses revues biomédicales ont décidé de demander aux auteurs de déclarer les conflits d'intérêts potentiels ou réels. Ainsi, environ 50% des journaux médicaux avec un facteur d'impact élevé ont des règles de déclaration de conflits d'intérêts.

Mais malgré cette politique rigoureuse, des conflits d'intérêts sont encore non divulgués. En effet, une enquête faite par le Center for *Science in the Public Interest* l'a démontré. 176 articles publiés ont été étudiés entre décembre 2003 et février 2004 ; parmi ceux-ci 163 n'avaient pas déclaré de conflit d'intérêts. Or une recherche a montré que 13 d'entre eux présentaient un conflit d'intérêts (liens financiers dans la plupart des cas). Il est vraisemblable que la fréquence réelle de conflits d'intérêts non déclarés soit encore plus élevée.

De ce fait, la même question importante que précédemment peut être émise : peut-on faire systématiquement confiance aux études publiées?

6.3. La fraude scientifique

Etudes biaisées, résultats falsifiés sont des pratiques courantes qui défrayent régulièrement la chronique (97) et soulèvent de troublantes questions sur les motivations des falsificateurs. Les conséquences d'une « triche » en recherche fondamentale sont concentrées sur l'atteinte à l'éthique et la mauvaise utilisation des fonds publics pour la recherche. Il n'y a pas à ce jour d'organisme international qui recense de manière précise les manquements : le sujet reste tabou et les enquêtes rares. *Nature*, avait cependant fait sensation en 2005 en publiant un article s'intéressant à la fraude scientifique. Trois spécialistes de l'éthique aux Etats-Unis avaient soumis des biologistes à un questionnaire anonyme. Un tiers des chercheurs de l'époque avouait avoir eu recours à des pratiques douteuses. Plus de 15% des chercheurs avait accepté de modifier le projet initial, la méthodologie ou les résultats sous la pression de leur source de financement. Les cas répertoriés ne sont que la partie émergée de l'iceberg. Concrètement cette fraude scientifique se manifeste sous trois formes de délits :

- Fabrication de données (création de toutes pièces les résultats de l'expérience)
- Falsification des données (modification des résultats afin de les rendre plus favorables à sa démonstration)
- Plagiat (appropriation de travaux sans citer les auteurs d'une autre équipe)

Ces fraudes scientifiques (plagiats, résultats tronqués ou inventés) sont des manquements répétés à l'éthique qui ont toujours existé dans le monde. Les cas avérés n'ont cessé, au fil des ans, de se multiplier.

A la fin du 20ème siècle, différentes affaires ont déferlé le monde de la science et ont entraîné une prise de conscience de l'importance de la notion d'éthique dans le domaine de la recherche scientifique. Quelques exemples de fraudes scientifiques (98) :

- L'affaire Cyril Burt : ce grand statisticien de renom et psychologue a publié ses travaux concernant le rôle de l'hérédité sur l'intelligence en mesurant le quotient intellectuel sur de vrais jumeaux séparés à la naissance. Dix ans après ces publications, la fraude a été mise en évidence ; Cyril Burt avait publié des résultats falsifiés et adaptés à sa théorie et s'était même inventé des collaboratrices. Il aurait même plagié les travaux d'autres auteurs et modifié leurs conclusions pour qu'elles cadrent mieux avec ses idées lorsqu'il était rédacteur en chef d'un journal *British Journal of Statistical Psychology*.

- L'affaire René Blondot : grand physicien de Nancy du début du XXème siècle, il a découvert les rayons N. Mais la non reproductibilité des résultats a jeté à l'époque un doute sur ses valeurs jusqu'à la démonstration qu'il s'agissait d'une fraude.

- L'affaire Hwang : cette affaire est une fraude « collective » qui met en œuvre différents auteurs dont le plus connu est le Pr Woo-Suk Hwang. Ce scientifique coréen très connu et prétendu pionnier du clonage humain a publié avec son équipe plusieurs articles concernant le domaine des sciences biomédicales et qui ont montré de grands espoirs thérapeutiques. Ils annoncent ainsi en 2004 la création de cellules souches humaines par le clonage d'embryons humains et la possibilité de fabriquer des cellules souches régénératives porteuses d'ADN. Mais en décembre 2005, des investigations ont démontré qu'aucune lignée de cellules souches n'avait été obtenue.

- L'affaire Hendrick Schön : brillant physicien recruté par un grand laboratoire Bell Labs, il a publié un grand nombre d'articles dans des revues réputées telles que Nature ou Science qui se sont avérées être de nature frauduleuse. Il a ainsi utilisé la même courbe de résultats dans plusieurs articles concernant des sujets différents ; cette courbe elle-même semblant avoir été inventée.

- L'affaire David Baltimore : prix Nobel de médecine et physiologie en 1975, il a publié avec d'autres biologistes un article dans lequel il remettait en cause le fonctionnement du système immunitaire. C'est ici aussi à cause d'une impossibilité de reproduire les résultats décrits qu'une chercheuse, Margaret O'Toole, a mis en évidence la nature frauduleuse de l'article.

Tous ces cas représentent bien sûr des exceptions mais nous laisse perplexe quant à notre façon de juger les études que nous pouvons lire dans certaines revues scientifiques y compris à facteur d'impact élevé.

En effet, nous pouvons nous poser la question qui cherche à savoir si nous pouvons faire systématiquement confiance à la littérature scientifique pour notre pratique clinique.

7^{ème} partie :
Conclusion

La pression sur les chercheurs s'accroît dans le contexte de compétition accrue. Le sujet est particulièrement d'actualité comme le témoigne la première conférence internationale sur l'intégrité scientifique tenue à Lisbonne en septembre 2007. Bien conscients du problème, tous les acteurs de la recherche réfléchissent à la question de la prévention de la fraude scientifique et au traitement des cas litigieux.

Les scientifiques sont contraints de publier pour obtenir une reconnaissance et bonne évaluation, selon le principe du « *Publish or perish* ». C'est en général le critère de l'impact factor de leurs publications qui prévaut dans la progression de leur carrière. Ils sont également tenus de valoriser leurs travaux en les faisant déboucher sur des applications concrètes et commercialisables. Les chercheurs se trouvent de ce fait confrontés à de nouveaux enjeux de communication qu'ils maîtrisent mal. La science contient elle-même l'erreur, elle contient potentiellement la fraude, même si elle est censée être auto-correctrice. Toute démarche scientifique repose sur les grandes valeurs suivantes :

- Le communalisme (les connaissances sont publiques)
- L'universalisme (ouverte à tous)
- Le désintéressement
- Le scepticisme organisé

Dans les faits, la science avance par oscillations perpétuelles entre hypothèse et expériences. Après avoir observé la réalité, le scientifique formule une hypothèse qu'il vérifie et si celle-ci est juste, une loi en émerge. A partir de lois s'élabore une théorie expliquant la nature des phénomènes. Tout le talent d'un chercheur peut consister à détruire le paradigme établi pour faire apparaître de nouvelles choses. Ainsi lorsqu'un article est publié, la communauté scientifique en prend connaissance. C'est à ce moment qu'entre en jeu le scepticisme. Au départ, le principe est de faire confiance au résultat publié. Lorsqu'une nouvelle connaissance apparaît, d'autres chercheurs essayent de reproduire le résultat. S'ils n'y parviennent pas, des doutes surgissent, une discussion s'engage avec les auteurs de l'article. C'est par ce travail très collectif de retour sur elle-même que la communauté scientifique augmente la qualité de l'information scientifique fournie. Il est évident que moins les scientifiques lisent les articles, moins ils les critiquent, peu auront alors une opinion réelle et plus la situation sera fragile.

Notre travail arrive à la conclusion identique de celle de Jokstad (2003) : de nombreuses affirmations ne sont pas étayées par la littérature scientifique solide. Les essais cliniques randomisés sont insuffisants, ceux publiés sont soutenus par l'industrie et les sociétés implantaires et posent clairement le problème du conflit d'intérêt. L'hétérogénéité des sujets, les critères d'inclusion, la conception même des études, les critères de succès rendent les comparaisons très difficiles pour le lecteur néophyte. L'introduction au sein des épreuves classantes nationales de l'internat en Médecine de la lecture critique d'article scientifique traduit la volonté de voir se développer chez les praticiens, un esprit critique vis-à-vis de cette littérature scientifique pléthorique.

Des nouveaux enjeux se profilent avec le savoir en libre accès ou « *open access* ». Le mouvement est en partie développé dans le monde des chercheurs. Le terme d'Open Access signifie Accès ouvert ou libre d'accès. Les documents électroniques en Open Access offrent donc à tout utilisateur un droit d'accès gratuit, irrévocable et universel. Pour cela, l'auteur dépose une version électronique de son texte sur un serveur institutionnel ou publie son article dans une revue fonctionnant selon le modèle de l'Open Access.

Les usagers sont ainsi autorisés à lire, télécharger, copier, distribuer, chercher, imprimer, créer des liens vers le texte intégral pour n'importe quel usage sans réserve mais avec obligation de citation.

Le Libre Accès est actuellement à l'origine de beaucoup de discussions. En effet la question principale est de savoir s'il est possible de concilier quantité et qualité.

L'argument principal des défenseurs de l'Open Access est que la majorité des chercheurs ont besoin de pouvoir lire l'ensemble de la littérature scientifique de leur domaine. Mais cependant il reste un problème essentiel : il faut être certain de la pertinence de ces articles car l'Open Access étant basé sur la gratuité, il reste important que chaque article soit soumis à un comité de lecture indépendant et impartial pour ne pas voir apparaître des articles sans support scientifique valide.

Qualité éthique des publications scientifiques : mythes ou réalité ?

La recherche biomédicale a été règlementée par la loi Huriet-Sérusclat, du nom des deux sénateurs qui l'ont proposée. Elle institue une protection des personnes se prêtant à ces recherches, avec ou sans bénéfice personnel, potentiel, individuel et direct. Pour une protection effective et à l'origine d'une confiance restaurée entre les chercheurs et la société, des auteurs pensent qu'une grille résumant les éléments éthiques à respecter durant les recherches pourrait avoir l'avantage d'aider les chercheurs et les comités qui donnent leurs avis sur les projets de recherche et les journaux scientifiques (comités de lecture). Une telle grille doit être élaborée entre tous les protagonistes aboutissant à une hiérarchisation des critères après débat avec les professionnels.

Bibliographie

1. BINON P.P.

Implants and components : entering the new millennium

Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 2000, 15 (1), 76-94

2. JOKSTAD A., BRAEGGER U., BRUNSKI J.B.

Quality of dental implants

Int. Dent. J., 2003, 53 (6), 409-443

3. RENOUARD F., RANGERT B.

Facteurs de risque et traitements implantaire : évaluation clinique et approche rationnelle

Paris : Quintessence International, 1999, 176 p.

4. GAUTHIER R.

Histoire de l'implantologie [en ligne].

Disponible sur : <http://pagesperso-orange.fr/robert.gauthier/histoire.htm> (consulté le 16.09.2009)

5. DAVARPANA M., SZMUKLER-MONCLER S., KHOURY P.M.

Manuel d'implantologie Clinique : concepts, protocoles et innovations récentes. 2^{ème} édition.

Rueil-Malmaison : CdP, 2008, 539p.-(JPIO)

6. BANOUN D.

Histoire des implants dentaires [en ligne]

Disponible sur : <http://implantdent.net/> (consulté le 16.09.2009)

7. WENNERBERG A., ALBREKTSSON T.

Surfaces implantaire rugueuses au-delà du micron : données expérimentales et cliniques sur la topographie et la chimie de surface

Implant, 2006 , 12 (3) , 195-201

8. BUSER D., SCHENK R.K., STEINEMANN S.

Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants.

A histomorphometric study in miniature pigs.

J. Biomed. Mater. Res., 1991, 25 (7), 889-902

9. WILKE H.J., CLAES L., STEINMANN S.

The influence of various titanium surfaces on the interface shear strength between implants and bone

Adv. Biomater., 1990, 9, 309-314

10. DAVARPANAH M., MARTINEZ H., KEBIR M. et al.

Manuel d'Implantologie Clinique.

Rueil-Malmaison : CdP, 1999,338p. (JPIO)

11. ASSOCIATION DENTAIRE FRANCAISE

Implantologie orale 2003

Paris : Association dentaire française, 2003, 143 p.

12. BAE K-H., HAN J-S., SEOL Y-J., et al.

Stabilité biologique des piliers implantaires en alumine-zircone après 1 an en fonction : évaluation radiographique par soustraction numérique

Parod. Dent. Restaur., 2008 , 28 (2) , 137-143

13. HOFFMANN O.,ANGELOV N., GALLEZ F., et al.

The Zirconia implant-bone interface : a preliminary histologic evaluation in rabbits

Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 2008, 25 , 691-695

14. LAMBRICH M., IGLHAUT G.

Comparaison of the survival rates for zirconia and titanium implants

J. Oral. Implantol., 2008, 24 (3), 182-191

15. GROSJEAN Christophe

Les états de surface en implantologie et leur influence sur l'ostéointégration : données actuelles.-142f.

Thèse d'exercice : Chirurgie dentaire : Nancy I : 2003

16. SALMI L.R.

Lecture critique et rédaction médicale scientifique. Comment lire, rédiger et publier une étude clinique ou épidémiologique

Paris : Elsevier, 1998, 287 p.

17. SALMI L.R., COLLET J.P.

Lecture critique des articles médicaux. I. Introduction

Rev. Prat., 1991, 41 (25), 2598-2605

18. COLLET J.P., SALMI L.R.

Lecture critique des articles médicaux. III. Comprendre l'histoire naturelle et le pronostic d'une maladie

Rev. Prat., 1992, 42 (1), 76-79

19. SALMI L.R., COLLET J.P.

Lecture critique des articles médicaux. IV. Déterminer la causalité

Rev. Prat., 1992, 42 (2), 213-218

20. COLLET J.P., SALMI L.R.

Lecture critique des articles médicaux. V. Juger de l'intérêt d'une nouvelle thérapeutique

Rev. Prat., 1992, 42 (3), 335-339

21. SALMI L.R., COLLET J.P.

Lecture critique des articles médicaux. VI. Champ d'application et limites

Rev. Prat., 1992, 42 (4), 477-47

22. The University of Hong Kong Libraries

Dental library : Journals with Impact Factors on Dentistry, Oral Surgery & Medicine

Disponible sur : <http://lib.hku.hk/denlib/impactfactor.html> (consulté le 16.09.2009)

23. Agence nationale d'accréditation et d'évaluation en santé
Guide d'analyse de la littérature et gradation des recommandations
Paris : ANAES, Service Recommandations Professionnelles, 2000.
24. KNOBLOCH L., LARSEN P.A., RASHID B., et al.
Six-month performance of implants with oxidized and machined surfaces restored at 2, 4
and 6 weeks postimplantation in adult beagle dogs
Int. J. Oral Maxillof. Implants, 2004, 19, 350-356
25. TACHE A., GAN L., DEPORTER D., et al.
Effect of surface chemistry on the rate of osseointegration of sintered porous-surfaced Ti-
6Al-4V implants
Int. J. Oral Maxillof. Implants, 2004, 19, 19-29
26. COMPAGNONI MARTINS M., ABI-RACHED R., SHIBLI J.A., et al.
Experimental peri-implant tissue breakdown around different dental implant surfaces :
clinical and radiographic evaluation in dogs
Int. J. Oral Maxillof. Implants, 2004, 19, 839-848
27. ALSAADI G., QUIRYNEN M., VAN STEENBERGHE D.
The importance of implant surface characteristics in the replacement of failed implants
Int. J. Oral Maxillof. Implants, 2006, 21, 270-274
28. WATZAK G., ZECHNER W., BUSENLECHNER D., et al.
Radiological and clinical follow-up of machined- and anodized-surface implants after
mean functional loading for 33 months
Clin. Oral Implants Res., 2006, 17, 651-657
29. GERMANIER Y., TOSATTI S., BROGGINI N., et al.
Enhanced bone apposition around biofunctionalized sandblasted and acid-etched titanium
implant surfaces : a histomorphometric study in miniature pigs
Clin. Oral Implants Res., 2006, 17, 251-257

30. SUH J.Y., JEUNG O.C., CHOI B.J., et al.
Effects of a novel calcium titanate coating on the osseointegration of blasted endosseous implants in rabbit tibiae
Clin. Oral Implants Res., 2007, 18, 362-369
31. BORNSTEIN M.M., VALDERRAMA P., JONES A.A., et al.
Bone apposition around two different sandblasted and acid-etched titanium implant surfaces : a histomorphometric study in canine mandibles
Clin. Oral Implants Res., 2008, 19, 233-241
32. NOVAES Jr A.B., PAPALEXIOU V., GRISI M.F.M., et al.
Influence of implant microstructure on the osseointegration of immediate implants placed in periodontally infected sites
Clin. Oral Implants Res., 2004, 15, 34-43
33. PONGNARISORN N.J., GEMMEL E., TAN A.E.S., et al.
Inflammation associated with implants with different surface types
Clin. Oral Implants Res., 2007, 18, 114-125
34. WENNERBERG A., IDE-EKTESSABI A., HATKAMATA S., et al.
Titanium release from implants prepared with different surface roughness
Clin. Oral Implants Res., 2004, 15, 505-512
35. MARCHETTI C., PIERI F., TRASARTI S., et al.
Impact of implant surface and grfting protocol on clinical outcomes of endosseous implants
Int. J. Oral Maxillof. Implants, 2007, 22, 399-407
36. ATT W., TSUKIMURA N., SUZUKI T., et al.
Effect of supramicron roughness characteristics produced by 1- and 2-step acid etching on the osseointegration capability of titanium.
Int. J. Oral Maxillof. Implants, 2007, 22, 719-728

37. ROCCUZZO M., AGLIETTA M., BUNINO M., et al.
Early loading of sandblasted and acid-etched implants : a randomized-controlled double-blind split-mouth study. Five-year results
Clin. Oral Implants Res., 2008, 19, 148-152
38. BACHLE M., BUTZ F., HUBNER U., et al.
Behavior of CAL72 osteoblast-like cells cultured on zirconia ceramics with different surface topographies
Clin. Oral Implants Res., 2007, 18, 53-59
39. ABRAHAMSSON I., ALBOUY J.-P., BERGLUNDH T.
Healing at fluoride-modified implants placed in wide marginal defects : an experimental study in dogs
Clin. Oral Implants Res., 2008, 19, 148-152
40. BERGLUNDH T., GOTFREDSEN K., ZITZMANN N. U., et al.
Spontaneous progression of ligature induced peri-implantitis at implants with different surface roughness : an experimental study in dogs
Clin. Oral Implants Res., 2007, 18, 655-661
41. BOLIND P.K., JOHANSSON C.B., BECKER W., et al.
A descriptive study on retrieved non-threaded and threaded implant designs
Clin. Oral Implants Res., 2005, 16, 447-455
42. KIM S.K., LEE H.N., CHOI Y.C., et al.
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, 644-650
43. GAHLERT M., GUDEHUS T., EICHHORN S., et al.
Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs
Clin. Oral Implants Res., 2007, 18, 662-668

44. BUSER D., BROGGINI N., WIELAND M., et al.
Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface
J. Dent. Res., 2004, 83, 529-533
45. SCHINCAGLIA G.P., MARZOLA R., SCAPOLI C., et al.
Immediate loading of dental implants supporting fixed partial dentures in the posterior mandible : a randomized controlled split-mouth study. Machined versus titanium oxide implant surface
Int. J. Oral Maxillof. Implants, 2007, 22, 35-46
46. SALVI G.E., GALLINI G., LANG N.P.
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 Implants Res., 2004, 15, 142-149
47. XIROPAIDIS A.V., QAHASH M., LIM W.H., et al.
Bone-implant contact at calcium phosphate-coated and porous titanium oxide (TiUnite™)-modified oral implants
Clin. Oral Implants Res., 2005, 16, 532-539
48. TAVARES M.G., TAMBASCO DE OLIVEIRA P., NANJI A., et al.
Treatment of a commercial, machined surface titanium implant with H₂SO₄/H₂O₂ enhances contact osteogenesis
Clin. Oral Implants Res., 2007, 18, 452-458
49. GROSSNER-SCHREIBER B., HERZOG M., HEDDERICH J., et al.
Focal adhesion contact formation by fibroblasts cultured on surface-modified dental implants : an in vitro study
Clin. Oral Implants Res., 2006, 17, 736-745
50. AL-NAWAS B., GROETZ K.A., GOETZ H., et al.
Comparative histomorphometry and resonance frequency analysis of implants with moderately rough surfaces in a loaded animal model
Clin. Oral Implants Res., 2008, 19, 1-8

51. QAHASH M., HARDWICK R., ROHRER M.D., et al.
Surface-etching enhances titanium implant osseointegration in newly formed (rhBMP-2-induced) and native bone
Int. J. Oral Maxillof. Implants, 2007, 22, 472-477
52. SOARES SADER M.S., BALDUINO A., SOARES G., et al.
Effect of three distinct treatments of titanium surface on osteoblast attachment, proliferation and differentiation
Clin. Oral Implants Res., 2005, 16, 667-675
53. BERGLUNDH T., ABRAHAMSSON I., ALBOUY J.-P., et al.
Bone healing at implants with a fluoride-modified surface : an experimental study in dogs
Clin. Oral Implants Res., 2007, 18, 147-152
54. AALAM A.-A., NOWZARI H.
Clinical evaluation of dental implants with surfaces roughened by anodic oxidation, dual acid-etched implants, and machined implants
Int. J. Oral Maxillof. Implants, 2005, 20, 793-798
55. PARK J.-W., LEE S.-G., CHOI B.-J., et al.
Effects of a cell adhesion molecule coating on the blasted surface of titanium implants on bone healing in the rabbit femur
Int. J. Oral Maxillof. Implants, 2007, 22, 533-541
56. ZECHNER W., TRINKL N., WATZAK G., et al.
Radiologic follow-up of peri-implant bone loss around machine-surfaced and rough-surfaced interforaminal implants in the mandible functionally loaded for 3 to 7 years
Int. J. Oral Maxillof. Implants, 2004, 19, 216-221
57. MARINUCCI L., BALLONI S., BECCHETTI E., et al.
Effect of titanium surface roughness on human osteoblast proliferation and gene expression in vitro
Int. J. Oral Maxillof. Implants, 2006, 21, 719-725

58. HAYAKAWA T., TAKAHASHI K., YOSHINARI M., et al.
Trabecular bone response to titanium implants with a thin carbonate-containing apatite coating applied using the molecular precursor method
Int. J. Oral Maxillof. Implants, 2006, 21, 851-858
59. JUNGNER M., LUNDQVIST P., LUNDGREN S.
Oxidized titanium implants (Nobel Biocare® TiUnite™) compared with turned titanium 1 Biocare® mark III™) with respect to implant failure in a group of consecutive patients treated with early functional loading and two-stage protocol
Clin. Oral Implants Res, 2005, 16, 308-312
60. SHALABI M.M., WOLKE J.G.C., JANSEN J.A.
The effects of implant surface roughness and surgical technique on implant fixation in an in vitro model
Clin. Oral Implants Res., 2006, 17, 172-178
61. PAPALEXIOU V., NOVAES Jr A.B., GRISI M.F.M., et al.
Influence of implant microstructure on the dynamics of bone healing around immediate implants placed into periodontally infected sites
Clin. Oral Implants Res., 2004, 15, 44-53
62. ROMANOS G., CRESPI R., BARONE A., et al.
Osteoblast attachment on titanium disks after laser irradiation
Int. J. Oral Maxillof. Implants, 2006, 21, 232-236
63. FERNANDES E., UNIKOWSKI I.L., TEIXEIRA E.R., et al.
Primary stability of turned and acid-etched screw-type implants : a removal torque and histomorphometric study in rabbits
Int. J. Oral Maxillof. Implants, 2007, 22, 887-892
64. MANDERS P.J.D., WOLKE J.G.C., JANSEN J.A.
Bone response adjacent to calcium phosphate electrostatic spray deposition coated implants : an experimental study in goats
Clin. Oral Implants Res., 2006, 17, 548-553

65. SCHLIEPHAKE H., SCHARNWEBER D., ROESSELER S., et al.
Biomimetic calcium phosphate composite coating of dental implants
Int. J. Oral Maxillof. Implants, 2006, 21, 738-746
66. PARK J.-M., KOAK J.-Y., JANG J.-H., et al.
Osseointegration of anodized titanium implants coated with fibroblast growth factor-fibronectin (FGF-FN) fusion protein
Int. J. Oral Maxillof. Implants, 2006, 21, 859-866
67. SUL Y.-T., JOHANSSON C., WENNERBERG A., et al.
Optimum surface properties of oxidized implants for reinforcement of osseointegration : surface chemistry, oxide thickness, porosity roughness and crystal structure
Int. J. Oral Maxillof. Implants, 2005, 20, 349-359
68. CARINCI F., PEZZETI F., VOLINIA S., et al.
Analysis of MG63 osteoblastic-cell response to a new nanoporous implant surface by means of a microarray technology
Clin. Oral Implants Res., 2004, 15, 180-186
69. YAMAGAMI A., YOSHIHARA Y., SUWA F.
Mechanical and histologic examination of titanium alloy material treated by sandblasting and anodic oxidization
Int. J. Oral Maxillof. Implants, 2005, 20, 48-53
70. BORNSTEIN M.M., SCHMID B., BELSER U.C., et al.
Early loading of non-submerged titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface : 5 years results of a prospective study in partially edentulous patients
Clin. Oral Implants Res., 2005, 16, 631-638
71. PARK Y.-S., YI K.-Y., LEE I.-S., et al.
The effects of ion beam-assisted deposition of hydroxyapatite on the grit-blasted surface of endosseous implants in rabbit tibiae
Int. J. Oral Maxillof. Implants, 2005, 20, 31-38

72. HUANG Y.-H., XIROPAIDIS A.V., SORENSEN R.G., ALBANDAR J.M., et al.
Bone formation at titanium porous oxide (TiUnite™) oral implants in type IV bone
Clin. Oral Implants Res., 2005, 16, 105-111
73. SAMMONS R.L., LUMBIKANONDA N., GROSS M., et al.
Comparison of osteoblast spreading on microstructured dental implant surfaces and cell
behaviour in an explant model of osseointegration
Clin. Oral Implants Res., 2005, 16, 657-666
74. MASAKI C., SCHNEIDER G.B., ZAHARIAS R., et al.
Effects of implant surface microtopography on osteoblast gene expression
Clin. Oral Implants Res., 2005, 16, 650-656
75. ABRAHAMSSON I., BERGLUNDH T., LINDER E., et al.
Early bone formation adjacent to rough and turned endosseous implant surfaces
Clin. Oral Implants Res., 2004, 15, 381-392
76. MEYER U., BUHNER M., BUTCHTER A., et al.
Fast element mapping of titanium wear around implants of different surface structures
Clin. Oral Implants Res., 2006, 17, 206-211
77. ELTER C., HEUER A., HANNING M., et al.
Supra- and subgingival biofilm formation on implant abutments with different surface
characteristics
Int. J. Oral Maxillof. Implants, 2008, 23, 327-334
78. NORDIN T., NILSSON R., FRYKHOLM A., et al.
A 3-arm study of early loading of rough-surfaced implants in the completely edentulous
maxilla and in the edentulous posterior maxilla and mandible : results after 1 year of
loading
Int. J. Oral Maxillof. Implants, 2004, 19, 880-886

79. BALSCHI S.F., WOLFINGER G.J., BALSCHI T.J.

Analysis of 164 titanium oxide-surface implants in completely edentulous arches for fixed prosthesis anchorage using the pterygomaxillary region.

Int. J. Oral Maxillof. Implants, 2005, 20, 946-52

80. SCHLIEPHAKE H., AREF A., SCHARNWEBER D., et al.

Effect of immobilized bone morphogenic protein 2 coating of titanium implants on peri-implant bone formation

Clin. Oral Implants Res., 2005, 16, 563-569

81. MAEKAWA K., YOSHIDA Y., MINE A, et al.

Effect of polyphosphoric acid pre-treatment of titanium on attachment, proliferation and differentiation of osteoblast-like cells (MC3T3-E1)

Clin. Oral Implants Res., 2008, 19, 320-325

82. TRISI P., KEITH Daulton J., ROCCO S.

Human histologic and histomorphometric analyses of hydroxyapatite-coated implants after 10 years of function : a case report

Int. J. Oral Maxillof. Implants, 2005, 20, 124-130

83. DE MAEZTU M.A., BRACERAS I., ALAVA J.I., et al.

Histomorphometric study of ion implantation and diamond-like carbon as dental implant surface treatments in beagle dogs

Int. J. Oral Maxillof. Implants, 2007, 22, 273-279

84. SIEBERS M., WOLKE Joop G.C., WALBOOMERS X.F., et al.

In vivo evaluation of the trabecular bone behavior to porous electrostatic spray deposition-derived calcium phosphate coatings

Clin. Oral Implants Res., 2007, 18, 354-361

85. OLIVA J., OLIVA X.

One-year follow-up of first consecutive 100 zirconia dental implants in humans : a comparison of 2 different rough surfaces

Int. J. Oral Maxillof. Implants, 2007, 22, 430-435

86. VEIS A.A., PAPADIMITRIOU S., TSIRLIS A.T., et al.
Osseointegration of Osseotite® and machined-surfaced titanium implants in membrane-covered critical-sized defects : a histologic and histometric study in dogs
Clin. Oral Implants Res., 2007, 18, 153-160
87. SUL Y.-T., JEONG Y., JOHANSSON C., et al.
Oxidized, bioactive implants are rapidly and strongly integrated in bone. Part 1 : experimental implants
Clin. Oral Implants Res., 2006, 17, 521-526
88. BUTZ F., AITA H., WANG C.J., et al.
Harder and stiffer bone osseointegrated to roughened titanium
J. Dent. Res., 2006, 85, 560-565
89. ROSSI S., TIRRI T., PALDAN H., et al.
Peri-implant tissue response to TiO₂ surface modified implants
Clin. Oral Implants Res., 2008, 19, 348-355
90. SCHOPPER C., MOSER D., GORIWODA W., et al.
The effect of three different calcium phosphate implant coatings on bone deposition and coating resorption : a long-term histological study in sheep
Clin. Oral Implants Res., 2005, 16, 357-368
91. ELLINGSEN J.E., JOHANSSON C.B., WENNERBERG A., et al.
Improved retention and bone-to-implant contact with fluoride-modified titanium implants
Int. J. Oral Maxillof. Implants, 2004, 19, 659-666
92. KIM H., MURAKAMI H., CHEHROUDI B., et al.
Effects of surface topography on the connective tissue attachment to subcutaneous implants
Int. J. Oral Maxillof. Implants, 2006, 21, 354-365

93. AOUATE G.

Osseointegration of mobile posterior single-tooth implants with SLA surface : report of 2 cases

Int. J. Oral Maxillof. Implants, 2004, 19, 443-447

94. OATES T.W., VALDERRAMA P., BISCHOF M., et al.

Enhanced implant stability with a chemically modified SLA surface : a randomized pilot study..

Int. J. Oral Maxillof. Implants, 2007, 22, 755-760

95. FREIMAN J.A., CHALMERS T., SMITH H., et al.

The importance of beta, the type II error and sample size in the design and interpretation of randomized control trial. Survey of 71 “negative” trials

N. Engl. J. Med., 1978 , 229, 690-694

96. CARRE P.

Les conflits d'intérêt. Ce qui compte, c'est la transparence

Rev. Mal. Respir., 2004, 21, 1073-1074

97. VINCENT C.

La fraude scientifique est-elle un mal éradicable ?

Le Monde, 1999, 26 mars, p.27

98. RAMUNNI G.

La fraude scientifique. La réponse de la communauté [en ligne]

La revue pour l'histoire du CNRS, 2003, 9

Disponible sur : <http://histoire-cnrs.revues.org/document556.html>.(consulté le 16.09.2009)

99. ASSEMAT-TESSANDIER X.

Recherche

Implant, 2007 , 13 (2), 83

100. ASSEMAT-TESSANDIER X.

Déni de responsabilité

Implant, 2005, 11 (3), 163

101. FEINSTEIN A.R.

Fraud, distortion, delusion, and consensus : the problem of human and natural deception in epidemiologic science

Am. J. Med., 1988, 84, 475-478

102. DODSON T.B.

A guide for preparing a patient-oriented research manuscript

Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod. , 2007, 104 (3), 307-315

103. SIXOU M.

Propriétés microbiologiques du triclosan et flore buccale

J. Parodontol. Implantol. orale, 200, 27-35

104. SHALABI M.M., GORTEMAKER A., VAN'T HOF M.A., et al.

Implant surface roughness and bone healing: a systematic review

J. Dent. Res., 2006 , 85 (7), 496-500

105. VALDERRAMA P., OATES T.W., JONES A.A., SIMPSON J., et al.

Evaluation of two different resonance frequency devices to detect implant stability : a clinical trial

J. Periodontol., 2007, 78, 262-272

106. COOPER L., DEPORTER D., WENNERBERG A., et al.

What physical and/or biochemical characteristics of roughened endosseous implant surfaces particularly enhance their bone-implant contact capability?

Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 2005, 20 (2), 307-312

107. BACHLE M., KOHAL R.J.

A systematic review of the influence of different titanium surfaces on proliferation, differentiation and protein synthesis of osteoblast-like MG63 cells

Clin. Oral Implants Res. , 2004, 15 (6), 683-692

108. JADAD A.R., DPHIL M.D., MOORE R.A., et al.

Assessing the quality of reports of randomized clinical trials : is blinding necessary?

Control Clin. Trials, 1996 , 17, 1-12

109. BUSER D., SCHENK R.K., STEINEMANN S., et al.

Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs

J. Biomed. Mater. Res., 1991, 25, 889-902

Table des matières

1^{ère} partie : Introduction	6
2^{ème} partie : Généralités	9
2. 1. Historique de l'implantologie orale	10
2. 2. L'ostéointégration et les implants	12
2. 3. Les implants dentaires	15
2. 3. 1. La morphologie implantaire	15
2. 3. 2. Les états de surface : historique	16
2. 3. 2. 1. Surface usinée	19
2. 3. 2. 2. Surface rugueuse	21
2. 3. 2. 2. 1. Méthode par addition	22
2. 3. 2. 2. 1. 1. Le projetat par la torche à plasma	22
2. 3. 2. 2. 1. 2. L'oxydation anodique	25
2. 3. 2. 2. 2. Méthode par soustraction	27
2. 3. 2. 2. 2. 2. Méthode par soustraction chimique : le mordantage.....	29
2. 3. 2. 3. Conclusion	31
2. 4. Réponse osseuse à l'implantation	34
2. 4. 1. Mise en évidence in vitro de la réponse osseuse	36
2. 4. 2. Mise en évidence in vivo de la réponse osseuse	37
2. 5. Conclusion.....	37
3^{ème} partie : Exposition de la problématique	38

4ème partie : Méthodologie 43

4. 1. Etude à partir d'une analyse scientifique : objectifs	44
4. 2. Chronologie de la recherche.....	44
4. 2. 1. Sélection des articles	44
4. 2. 1. 1. Sélection de la période de la recherche	44
4. 2. 1. 2. Sélection d'un mot clé	44
4. 2. 1. 3. Sélection des revues	45
4. 2. 1. 4. Sélection des articles	45
4.2.2. Analyse des articles sélectionnés	46
4.2.2.1. Type d'article	46
4.2.2.2. Le facteur d'impact	46
4.2.2.3. Analyse détaillée des articles	48
4.3. Hypothèse de recherche	49

5ème partie : Résultats 50

5. 1. Description des articles sélectionnés.....	51
5. 2. Analyse des études des articles sélectionnés.....	62
5. 3. Statistiques	75
5. 3. 1. Distribution des articles en fonction de le revue scientifique	75
5. 3. 2. Distribution des articles en fonction du type d'article	76
5. 3. 3. Distribution des articles en fonction de leur niveau de preuve	77
5. 3. 4. Distribution des articles en fonction du facteur d'impact	78
5. 3. 5. Distribution des articles en fonction des résultats des études	80
5. 3. 6. Distribution des articles en fonction de la nature comparative ou non des études	81

5. 3. 7. Distribution des articles en fonction du caractère uni- ou multicentrique des études.....	82
5. 3. 8. Distribution des articles en fonction de la présence ou non d'un conflit d'intérêt au sein de l'étude.....	83
5. 3. 9. Distribution des articles en fonction du nombre de sujets inclus dans l'étude	84
6^{ème} partie : Discussion.....	85
6. 1. La pertinence des articles scientifiques : faut-il remettre en cause la littérature scientifique ?	86
6. 2. Le conflit d'intérêts dans les revues scientifiques	90
6.3. La fraude scientifique.....	91
7^{ème} partie : Conclusion.....	94
Bibliographie.....	97
Table des matières.....	114