

# Anchorage miniscrews: A surface characterization study using optical microscopy

## Minivis d'ancrage : étude de l'état de surface sous microscopie optique

Mourad SEBBAR<sup>a</sup>, Farid BOURZGUI<sup>b,\*</sup>, Bouchaib AAZZAB<sup>c</sup>, Farid ELQUARS<sup>b</sup>

<sup>a</sup>60, boulevard Moulay Ismail, Résidence Zineb, 3<sup>e</sup> étage, n° 4, Casablanca, Morocco

<sup>b</sup>Département d'orthopédie dentofaciale, faculté de médecine dentaire, rue Abou Al Alaâ Zahar 21100, BP 9157 Mers Sultan, Casablanca, Morocco

<sup>c</sup>Laboratoire de recherches en sciences odontologiques, faculté de médecine dentaire, Université Hassan II, rue Abou Al Alaâ Zahar 21100, BP 9157 Mers Sultan, Ainchok Casablanca, Morocco

Available online: 22 April 2011 / Disponible en ligne : 22 avril 2011

### Summary

*Introduction: The aim of this study was to assess the surface changes in orthodontic miniscrew implants retrieved after usage and compare them with brand-new, as-received control miniscrews.*

*Material and methods: The study sample consisted of 28 miniscrews from the same manufacturer: Dual Top Anchor system<sup>®</sup> (Korea) of different diameters and lengths. One brand-new miniscrew served as a control. Surface characterization was carried out using optical microscopy (Leica DM2500 M<sup>®</sup>) and image magnification ( $\times 5$ ,  $\times 10$  and  $\times 20$ ).*

*Results: Observations under optical microscopy showed signs of pitting and crevice corrosion mainly at manufacturing defects. Retrieved miniscrew implants displayed larger surface cracks from corrosive attacks (pitting and crevice). Qualitative sample analysis suggested a loss of gloss and texture, giving the surface a dull appearance. Localized pitting was the most frequent form of corrosion observed in our sample.*

*Discussion and conclusion: Despite a smooth appearance to the naked eye, the miniscrews all had crack-like surface*

### Résumé

*Introduction : L'objectif de notre travail est d'étudier les modifications affectant l'état de surface des minivis récupérées après leur usage chez des patients suivant un traitement orthodontique et de les comparer à une minivis de contrôle non utilisée.*

*Matériel et méthodes : Nous avons pu étudier un échantillon de 28 minivis du même fabricant : Dual Top Anchor system<sup>®</sup> (Corée), et qui présentent des longueurs et des diamètres différents. Une minivis neuve a servi de contrôle. Les minivis étudiées ont été examinées sous microscope optique (Leica DM2500M<sup>®</sup>) et observées sous trois objectifs ( $\times 5$ ,  $\times 10$ ,  $\times 20$ ).*

*Résultats: L'observation sous microscopie optique montre des attaques corrosives sous formes de piqûrations et de crevasses, principalement au niveau des défauts d'usinage. Les minivis mises en bouche présentent un élargissement des rayures par l'attaque corrosive (piqûrations et crevasses). L'analyse qualitative des spécimens a montré une perte de brillance et de finition du matériau donnant une surface émoussée. La corrosion localisée par piqûrations est la forme de corrosion la plus fréquemment rencontrée dans notre échantillon.*

*Discussion et conclusion : Malgré l'aspect lisse à l'œil nu, les minivis présentent des défauts d'usinage sous forme de*

\* Correspondence and reprints / Correspondance et tirés à part :  
Farid BOURZGUI, rue Abou Al Alaâ zahar (ex Vésal), BP 9157 Mers Sultan, Casablanca, Morocco.  
e-mail address / Adresse e-mail : faridbourzgui@gmail.com

*manufacturing defects. Examination of the surface of these miniscrews, after usage, evidenced pitting or crevice corrosion principally in the area of enhance corrosion resistance.*

© 2011 CEO. Published by Elsevier Masson SAS. All rights reserved

## Key-words

- Miniscrews.
- Surface characterization.
- Titanium.
- Corrosion.

## Introduction

Anchorage control is a fundamental part of any orthodontic treatment and orthodontists are constantly faced with the problem of unwanted dental movement. Effective anchorage is therefore the only solution to prevent these displacements. Anchorage control in certain cases can become a matter of great concern for orthodontists presenting genuine problems of case management.

This is particularly true for adult patients with partially edentulous arches, more or less resorbed alveolar crests, bone density loss or a certain degree of tooth mobility caused by gum diseases, clinical situations in which inadequate anchorage can jeopardize a successful treatment outcome [1].

The need for anchorage control to facilitate orthodontic treatment led Kanomi [2] to develop mini-implants (often referred to in the literature as micro-implants, microscrews or miniscrews) derived from surgical screws used to fixate bone fragments during orthognathic and reconstructive surgery.

The great majority of miniscrews are today made of titanium or, more accurately, titanium, aluminium and vanadium alloy (TiAl6V4). Mechanical resistance of the alloy is greater than that of pure titanium. Several stainless steel systems are also available.

To date, few investigations have studied the surface status of miniscrews during usage, including structural changes, modifications of their mechanical properties and different soft-tissue-material interactions [3].

These interactions can be decisive for miniscrew success, which relies upon stable fixation throughout usage as well as relative ease of removal. Immediate loading in the clinical setting could reduce osseointegration and lead to the soft-tissues not enveloping the miniscrew surface [4,5].

*rayures. L'observation de surface de ces minivis montre, après utilisation, des attaques corrosives sous formes de piqûrations ou de crevasses, principalement au niveau des défauts d'usinage. Par conséquent, une amélioration de l'état de surface augmenterait la résistance à la corrosion des minivis utilisées en orthodontie.*

© 2011 CEO. Édité par Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés

## Mots-clés

- Minivis.
- État de surface.
- Titane.
- Corrosion.

## Introduction

L'ancrage joue un rôle primordial en orthodontie. Ainsi, l'orthodontiste est en permanence confronté à des mouvements parasites indésirables. Seul un système d'ancrage efficace peut s'opposer à ces mouvements indésirables. Dans certains cas, ce contrôle de l'ancrage peut devenir une véritable préoccupation difficile à gérer.

Plus particulièrement chez les adultes, lorsque le nombre de dents est diminué, lorsque les crêtes alvéolaires sont plus ou moins résorbées, que la densité osseuse est moindre, que la maladie parodontale entraîne des mobilités plus ou moins importantes : autant de situations cliniques dans lesquelles l'insuffisance d'ancrage peut hypothéquer le succès du traitement [1].

Cette nécessité de contrôler l'ancrage, afin de faciliter le traitement orthodontique, est à l'origine de l'introduction des mini-implants par Kanomi [2] (appelés souvent dans la littérature micro-implants, microvis ou encore minivis) dérivés de vis chirurgicales utilisées pour la fixation de fragments osseux dans les chirurgies orthognathiques et reconstructrices.

Les minivis sont, pour la plupart, en titane et plus précisément en alliage de titane, aluminium et vanadium (TiAl6V4). Cet alliage est plus résistant mécaniquement que du titane pur. Par ailleurs, il existe quelques systèmes en acier inoxydable.

Actuellement, il y a peu d'investigations concernant l'état de surface de la minivis pendant son usage incluant les altérations structurales, la modification de ses propriétés mécaniques et les différentes interactions tissu-matériau [3]. Ces interactions peuvent être déterminantes pour le succès de la minivis, qui nécessite une fixation stable pendant son utilisation et une dépose relativement facile. La charge immédiate dans des situations cliniques pourrait réduire l'ostéo-intégration et entraver le développement du revêtement par les tissus mous de la surface de la minivis [4,5].

These orthodontic devices when placed in the mouth are subjected to electrochemical corrosion, which is likely to cause gradual surface biodegradation of the surface material and, by a process of oxidation, trigger the release of potentially toxic or allergenic substances [6].

The relationship between miniscrew surface status and the tribological properties of orthodontic implants has been seldom studied as testified by the very small number of publications covering this subject. We sought to investigate the influence of the oral biological environment as well as that of orthodontic loading on miniscrew surface properties.

The aim of our study was to assess surface modifications of retrieved orthodontic miniscrew implants and compare them with a control miniscrew.

## Patients and methods

Our study included patients who had undergone orthodontic treatment at the Casablanca Dentofacial Orthopedics department. All patients had received miniscrews for orthodontic anchorage to treat various indications (intrusion, anterior retraction, *en masse* retraction, correction of asymmetries. . .)

Over a 30-month period, our team studied a sample of 28 miniscrews of different diameters and lengths from the same manufacturer (Dual Top Anchor system<sup>®</sup>, Korea). All patients were treated by experienced, albeit different, practitioners who followed the same placement protocol.

Used miniscrews were collected and kept in plastic boxes with self-lock lids. Each box had a label stating patient information (indication, exact miniscrew site, date of miniscrew placement and date of removal). A brand-new miniscrew provided by the manufacturer served as control. We chose samples from the same manufacturer in order to limit as far as possible any bias due to differing lengths of use, since the lifespan of miniscrews varies from one miniscrew to another and they are inserted in different patients.

The miniscrews in the study were observed under optical microscopy (Leica DM2500M<sup>®</sup>) and using three magnifications ( $\times 5$ ,  $\times 10$ ,  $\times 20$ ) in order to investigate the manufacturing defects and changes affecting the surface status and to compare our observations with the results obtained from the control miniscrew.

## Results

The miniscrews used in this study were made of titanium or, more accurately, of a titanium-alloy containing aluminium and

Ces dispositifs orthodontiques en milieu buccal sont soumis aux phénomènes de corrosion électrochimique susceptibles non seulement de générer une biodégradation progressive du matériau en surface mais aussi, par le processus d'oxydation, de libérer des substances potentiellement nocives ou allergisantes [6].

La relation état de surface des minivis—propriétés tribologiques en orthodontie est peu étudiée par les chercheurs au regard de la pauvreté des publications consacrées à ce sujet. Nous nous sommes interrogés sur l'influence du milieu biologique buccal ainsi que sur l'effet de la mise en charge orthodontique sur les propriétés de surface des minivis.

L'objectif de notre travail est d'étudier les modifications affectant l'état de surface des minivis récupérées chez des patients suivant un traitement orthodontique et de les comparer à une minivis de contrôle.

## Patients et méthodes

Notre étude porte sur des patients qui ont suivi leur traitement orthodontique au service d'orthopédie dentofaciale de Casablanca et chez lesquels nous avons dû placer des minivis d'ancrage pour différentes indications orthodontiques (ingression, rétraction antérieure, recul en masse, correction d'asymétrie. . .).

Sur une période de 30 mois, nous avons pu étudier un échantillon de 28 minivis qui sont du même fabricant : Dual Top Anchor system<sup>®</sup> (Corée), et qui présentent des longueurs et des diamètres différents. Toutes les minivis ont été placées dans les mêmes conditions par des praticiens différents et expérimentés.

Les minivis utilisées ont été récupérées et déposées dans des boîtes en plastique auto-fermantes comportant les informations propres pour chaque patient (indication, emplacement, date de pose de la minivis et la date de dépose de celle-ci). Une minivis neuve fournie par le fabricant a servi de témoin. Pour limiter les biais en rapport avec les variations dans les périodes d'utilisation, la durée de vie en bouche étant différente d'un type de minivis à un autre et leur mise en place étant réalisée chez des patients différents, nous avons choisi des échantillons provenant du même fabricant pour réduire au maximum ces variabilités.

Les minivis étudiées ont été examinées sous microscope optique (Leica DM2500M<sup>®</sup>) et observées sous trois objectifs ( $\times 5$ ,  $\times 10$ ,  $\times 20$ ) dans le but d'étudier qualitativement les défauts d'usure ainsi que les modifications affectant l'état de surface et comparer les résultats des observations avec ceux de la minivis témoin.

## Résultats

Les minivis utilisées dans cette étude sont en titane et plus précisément en alliage de titane contenant de l'aluminium et

vanadium (TiA16V4). All miniscrews were fitted and removed without breakage or bending.

We noted that the miniscrews were easily removed, thus suggesting absence of osseointegration.

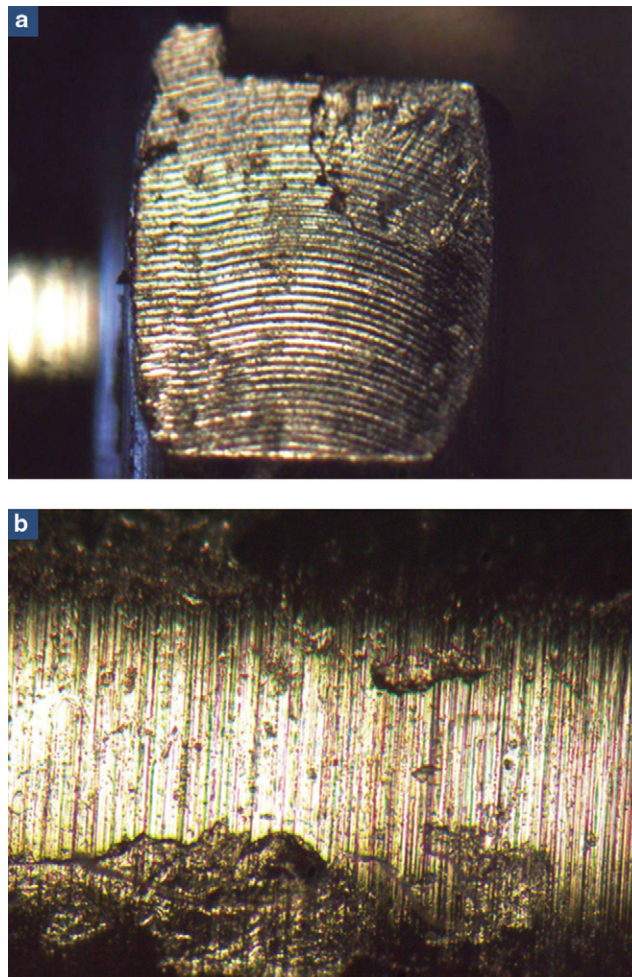
After removal, the miniscrews were examined by means of an optical microscope in order to determine their surface status. Observations were made across the entire surface of the miniscrew using three magnifying lenses ( $\times 5$ ,  $\times 10$ ,  $\times 20$ ). Image magnification ( $\times 10$ ,  $\times 20$ ) allowed us to better visualize the surface status and pinpoint the various alterations affecting the miniscrew surface.

du vanadium (TiA16V4). Toutes les minivis ont été insérées et déposées sans fractures ou déformations.

Nous avons noté que la dépose des minivis s'est faite aisément traduisant leur absence d'ostéo-intégration.

Après la dépose, les minivis ont été examinées au microscope optique pour une mise en évidence de leur état de surface.

Cette observation a été réalisée sur toute l'étendue de la surface de la minivis sous trois objectifs ( $\times 5$ ,  $\times 10$ ,  $\times 20$ ). Les agrandissements ( $\times 10$ ,  $\times 20$ ) ont permis, cependant, de mieux visualiser l'état de surface et de mettre en évidence avec précision les différentes modifications affectant la surface des minivis.



**Fig. 1:** Optical microscopy views of the control miniscrew showing a highly irregular surface with manufacturing defects and alloy impurities: a: control miniscrew, magnification  $\times 5$ ; b: control miniscrew, magnification  $\times 10$ .

**Fig. 1 :** Images de microscope optique de la minivis de contrôle montrant un état de surface tourmenté avec des défauts d'usinage et des impuretés de l'alliage : **a** : minivis de contrôle, agrandissement  $\times 5$  ; **b** : minivis de contrôle, agrandissement  $\times 10$ .

Despite a smooth appearance to the naked eye, the control miniscrew had surface milling and polishing defects in the form of scratches, which can serve as a starting point for electrochemical attacks.

Observations under optical microscopy evidenced signs of corrosion in the form of pitting and crevices, principally at the site of the manufacturing defects (figs. 1–3).

Optic microscopy images of the retrieved miniscrews indicated considerable variability in the surface state. Miniscrews placed in the mouth emphasize their manufacturing defects due to the widening of the scratches due to corrosive attack in the form of pitting and crevices. This inevitably results in a damaged passivation layer following destruction of the protective titanium dioxide film on the surface of the alloy (figs. 4–8).

All the specimens exhibited loss of gloss and polish and, consequently, a dull surface. Localized pitting was the most frequent form of corrosion observed in our sample.

## Discussion

Miniscrew surfaces are subject to corrosion following contact with the electrolyte composition of biological fluids. Surfaces are much more rapidly corroded when miniscrews are loaded while in service.

Observation under optical microscopy evidenced signs of corrosion in the form of pitting or crevices principally on account of milling defects. Corrosion not only alters the nature of the

Malgré l'aspect lisse à l'œil nu, la minivis de contrôle présente des défauts d'usinage et de polissage sous forme de rayures qui peuvent constituer des points d'ancrage des attaques électrochimiques.

L'observation sous microscope optique montre des attaques corrosives sous formes de piqûrations ou de crevasses, principalement au niveau des défauts d'usinage (fig. 1–3).

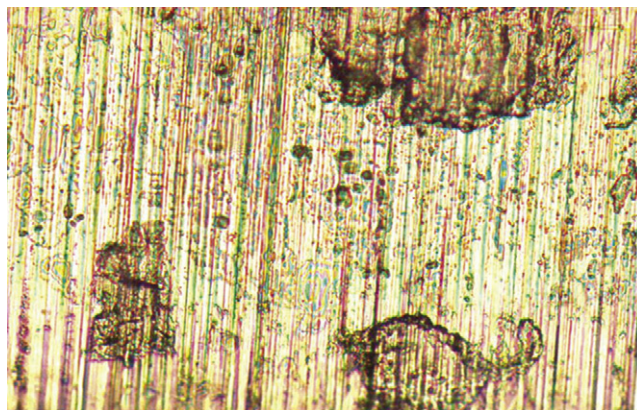
Les images de la microscopie optique des minivis utilisées indiquent une variabilité notable des caractéristiques de surface. Les minivis posées en bouche présentent une mise à nu de leurs défauts d'usinage avec un élargissement des rayures par l'attaque corrosive sous forme de piqûrations et de crevasses. Il se produit une rupture de la couche de passivation par la destruction du film protecteur de dioxyde de titane formé sur la surface de l'alliage (fig. 4–8).

Tous les spécimens présentent une perte de brillance et de finition du matériau donnant une surface émoussée. La corrosion localisée par piqûrations est la forme de corrosion la plus fréquemment rencontrée dans notre échantillon.

## Discussion

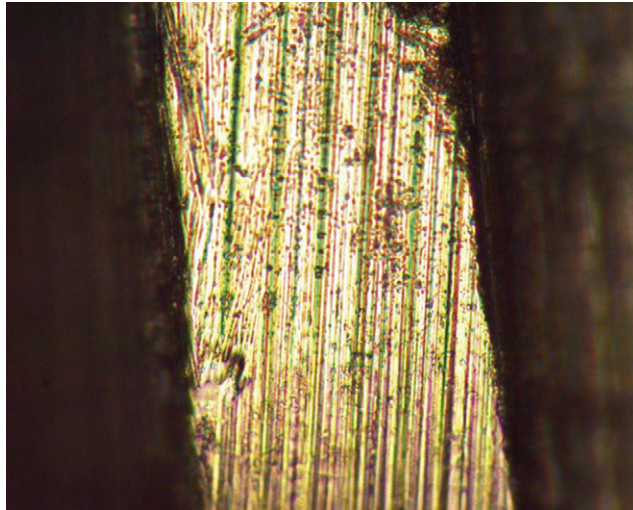
Les surfaces des minivis sont soumises à la corrosion résultant du contact avec l'électrolyte que représentent les fluides biologiques ; cette corrosion est accélérée si la minivis est mise en charge lors de sa fonction.

L'observation sous microscope optique montre des attaques corrosives sous formes de piqûrations ou de crevasses, principalement au niveau des défauts d'usinage. La corrosion



**Fig. 2:** Control miniscrew, magnification  $\times 20$ . Optical microscopy views of control miniscrew: irregular surface showing manufacturing defects and alloy impurities. Defects vary in size but can be seen over the entire miniscrew surface.

**Fig. 2 :** Minivis de contrôle, agrandissement  $\times 20$ . Images de microscope optique de la minivis de contrôle : état de surface irrégulier montrant les défauts d'usinage et les impuretés de l'alliage. L'étendue des défauts est plus ou moins importante mais elle existe sur toute la surface de la minivis.



**Fig. 3:** Control miniscrew, magnification  $\times 20$ . Optical microscopy views of control miniscrew: pitting visible near the thread. The presence of vertical scoring testifies to loss of surface gloss and pitting corrosion.

**Fig. 3 :** Minivis de contrôle, agrandissement  $\times 20$ . Images de microscope optique de la minivis de contrôle : attaque par piqûre au niveau d'une spire. La présence de rainures verticales témoigne d'un état de surface non poli avec des attaques par piqûrations.

surface but also the resistance and other properties of the material. In addition, products of corrosion can be released into neighboring tissues, inducing local and systemic reactions [7].

The ideal biomaterial for miniscrew implants should exhibit excellent corrosion resistance, biocompatibility and sufficient mechanical strength to enable orthodontic miniscrews to withstand the torsional forces to which they are subjected during insertion and removal. Though miniscrews often break at the neck in a clinical setting, such fractures are often the result of miniscrew design. The study by Lijima et al. [8] focused on the connection between the microstructure of the alloys used in miniscrews and torsional stress rather than on the morphological factors involved in design.

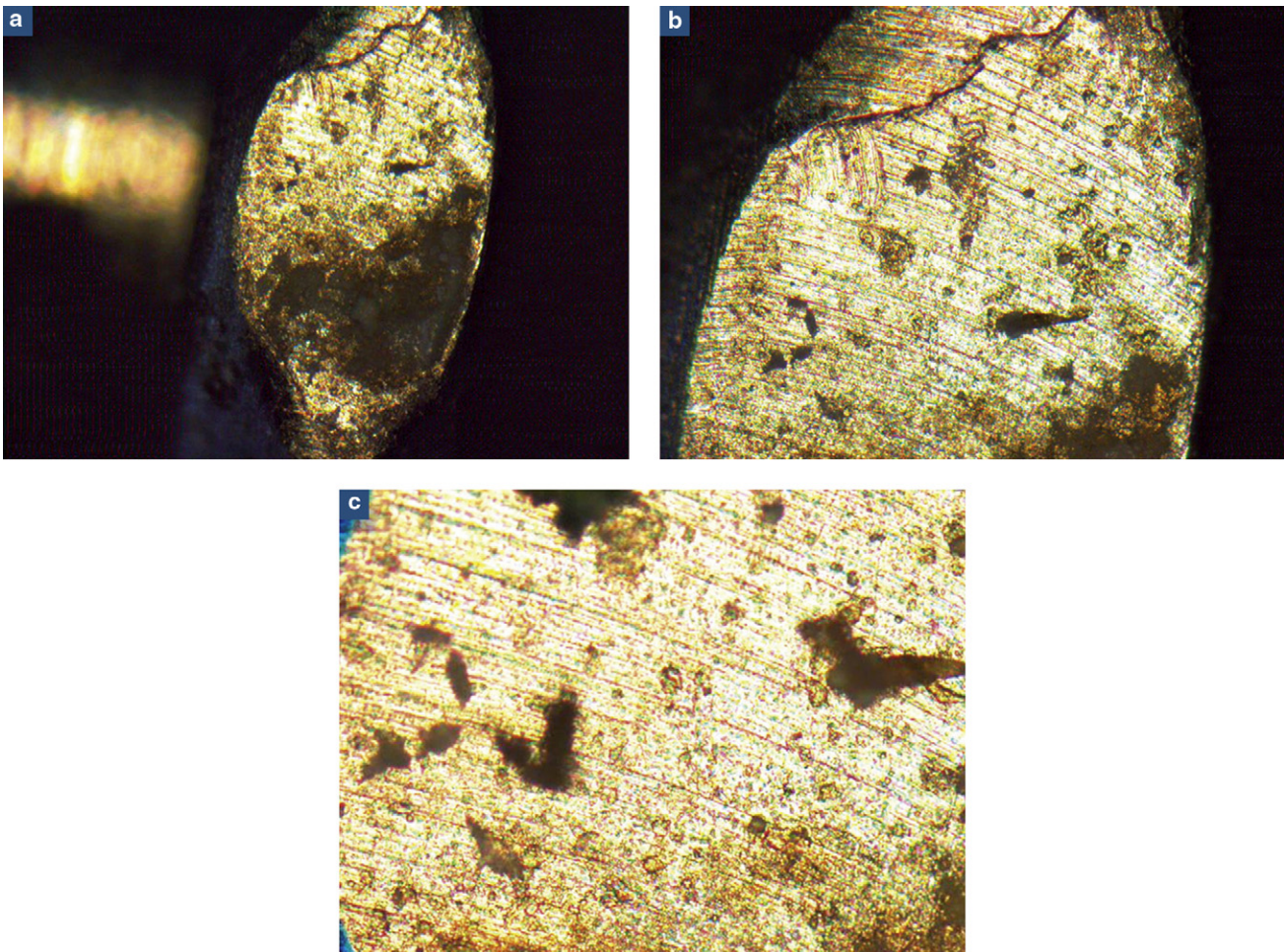
These authors [8] used four miniscrews of different brands and diameters. The composition of each miniscrew was determined by X-ray fluorescence. Mean moment and torsion angle values were then measured for each tested miniscrew. Results showed that two miniscrews were made of pure titanium whilst the two others also contained small amounts of vanadium, aluminium, iron and manganese. Addition of these particles to the titanium (titanium alloy) significantly improved both the performance and the mechanical properties of the miniscrews, as well as their biocompatibility.

To determine the optimum safety factor for miniscrew implants, variations in mechanical properties and forms of

change non seulement la nature de la surface, mais aussi la résistance et d'autres propriétés du matériau. En outre, les produits de corrosion peuvent être libérés dans les tissus environnants, induisant des réactions locales et générales [7]. Le biomatériau idéal pour les minivis devrait présenter une excellente résistance à la corrosion, une biocompatibilité et une résistance mécanique. Une résistance mécanique suffisante est nécessaire pour que les minivis utilisées en orthodontie résistent à la torsion développée au cours de l'insertion et la dépose. Bien que la fracture au niveau du col de la minivis soit souvent rencontrée dans les conditions cliniques, celle-ci est largement influencée par la conception des minivis. Lijima et al. [8] se sont concentrés sur les relations entre la microstructure des alliages des minivis et le stress de torsion plutôt que sur les facteurs morphologiques de conception.

Ces auteurs [8] ont utilisé dans leur étude, quatre minivis de marques et de diamètres différents, la composition de chaque minivis a été étudiée par des rayons X à fluorescence. Les moyennes du moment et de l'angle de torsion ont été mesurées pour chaque minivis. Les résultats montrent que deux minivis sont en titane pur alors que les deux autres minivis présentent des petites quantités de vanadium, d'aluminium, de fer et de manganèse. L'addition de ces particules au titane pur (alliage de titane) augmente significativement les performances et les propriétés mécaniques des minivis ainsi que leur biocompatibilité.

Pour déterminer le facteur de sécurité optimal des minivis, les variations des propriétés mécaniques et leurs détériorations,



**Fig. 4:** Optical microscopy views showing the head of miniscrew No. 18. Visible pitting and crevice corrosion. Attacks were more prevalent than on the control miniscrew. We noted more signs of crevice corrosion than pitting: **a:** miniscrew No. 18, magnification  $\times 5$ ; **b:** miniscrew No. 18, magnification  $\times 10$ ; **c:** miniscrew No. 18, magnification  $\times 20$ .

**Fig. 4 :** Images de microscope optique montrant l'état de surface de la tête de la minivis n° 18. Présence d'attaques de corrosion par piqûrations et par crevasses. L'étendue de ces attaques est plus importante que celle de la minivis de contrôle. On remarque qu'il existe plus de crevasses que de piqûrations : **a :** minivis n° 18, agrandissement  $\times 5$  ; **b :** minivis n° 18, agrandissement  $\times 10$  ; **c :** minivis n° 18, agrandissement  $\times 20$ .

deterioration such as torsional fatigue during tooth displacements or corrosion of fitted implants, must be considered [8].

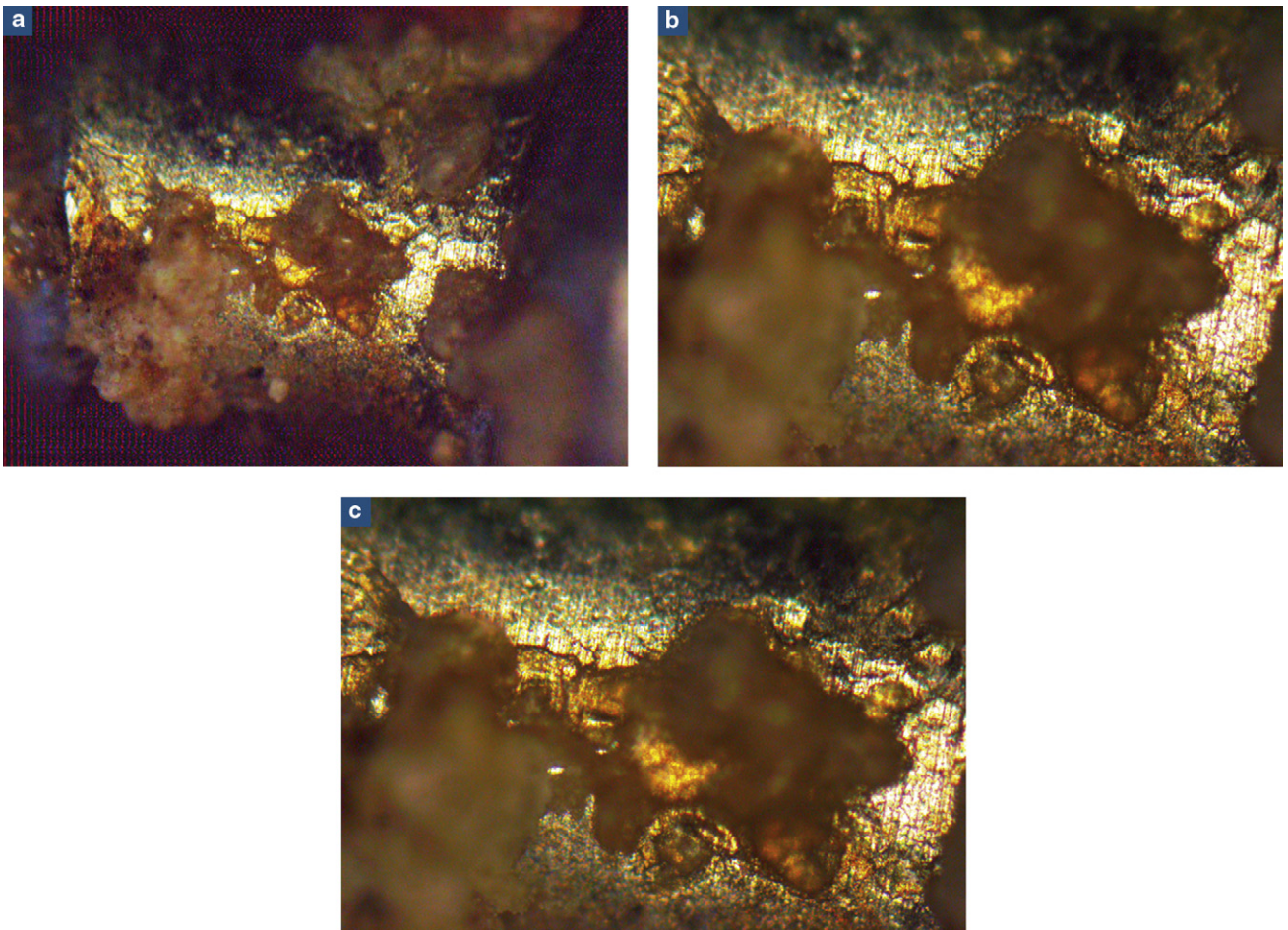
Studies on retrieved miniscrew implants have been attracting growing interest in recent years in the area of dental materials on account of the focus on analyses of performance according to the environment in which the material is used. The drafting of international standards regarding retrieved orthopedic device analysis clearly indicates how important this method is when studying how materials behave.

Eliades et al. [9] recovered NiTi archwires from patients undergoing orthodontic treatment. These archwires were then

telles que la fatigue pendant les déplacements dentaires et la corrosion au contact de l'environnement buccal, doivent être envisagées [8].

Les études où le matériel utilisé a été récupéré ont récemment acquis un plus grand intérêt dans le domaine des matériaux dentaires. Cet intérêt trouve sa raison d'être dans l'analyse de la performance du matériel selon l'environnement où il doit fonctionner. L'élaboration de normes internationales pour l'analyse de matériel orthopédique de récupération indique clairement l'importance de cette méthode dans l'étude de la performance des matériaux.

Eliades et al. [9] ont récupéré des arcs en NiTi chez des patients suivant un traitement orthodontique. Ces arcs ont



**Fig. 5:** Optical microscopy views of miniscrew No. 9: extensive corrosion attacks with significant alloy destruction. Here the corrosion takes the form of crevices and deep pitting: **a:** miniscrew No. 9, magnification  $\times 5$ ; **b:** miniscrew No. 9, magnification  $\times 10$ ; **c:** miniscrew No. 9, magnification  $\times 10$ .

**Fig. 5 :** Images de microscope optique de la minivis n° 9 : attaques corrosives de grande étendue avec une destruction importante de l'alliage. Ces attaques prennent une forme de crevasses et de grandes piqûres : **a :** minivis n° 9, agrandissement  $\times 5$  ; **b :** minivis n° 9, agrandissement  $\times 10$  ; **c :** minivis n° 9, agrandissement  $\times 10$ .

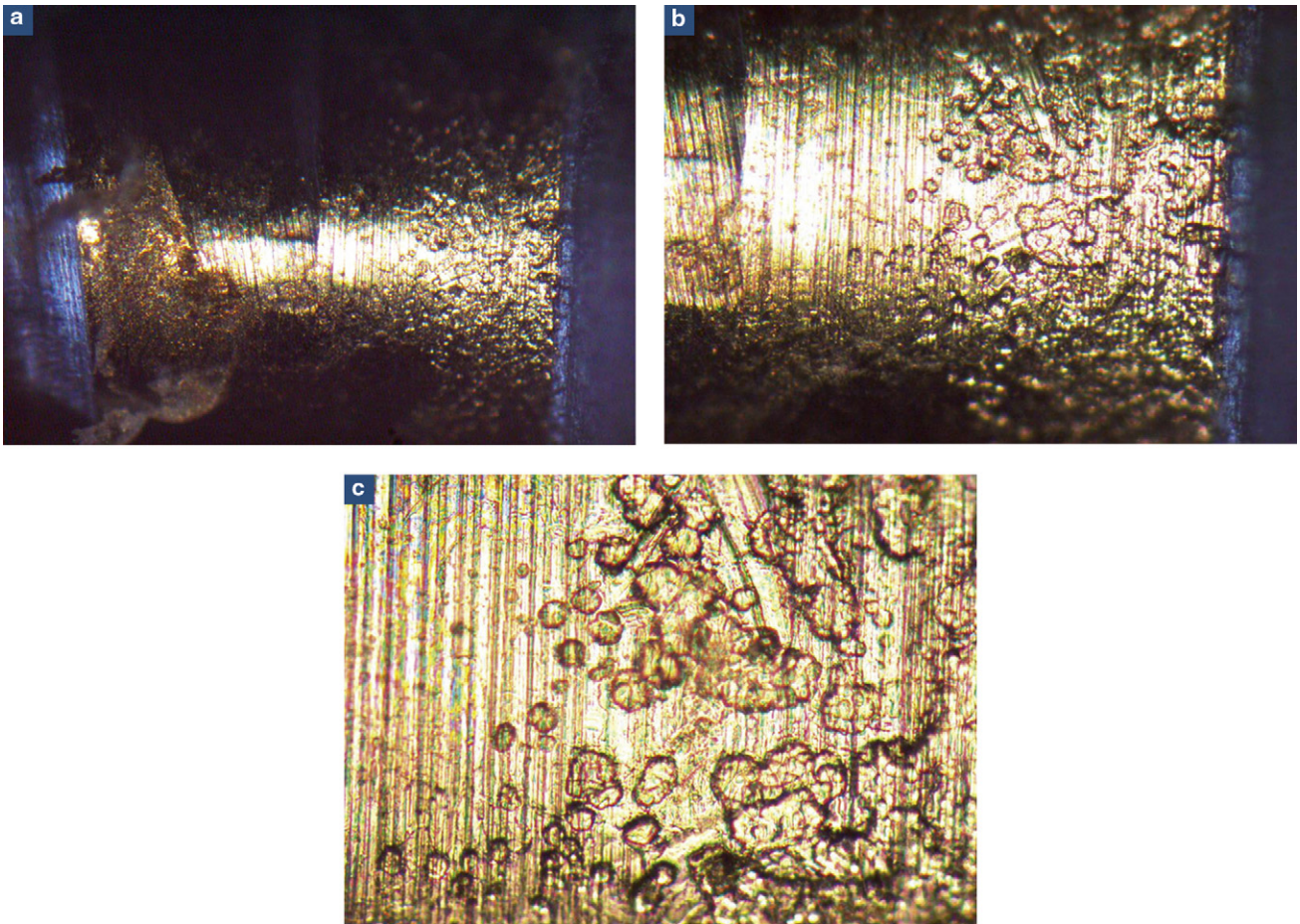
observed using optical and electron microscopy so as to determine their composition and the micromorphological surface changes occurring in the oral environment.

Optical microscopy revealed that the studied surfaces were partially covered with small patches of amorphous precipitants and areas of accumulated microcrystalline particles. Electron microscopy highlighted significant morphological variations compared to control samples, with the formation, after 2 months exposure in the mouth, of a surface biofilm and the presence of transitional zones between the unaffected areas of metal and the surface of the biofilm. The unaffected metal surface was smooth and displayed less pitting.

été par la suite observés sous microscope optique et électronique pour déterminer leur composition élémentaire ainsi que les modifications micromorphologiques affectant leur surface après exposition en milieu buccal.

L'observation au microscope optique montre que les surfaces des spécimens étudiés sont partiellement recouvertes par des îlots de matériel amorphe avec une accumulation régionale de particules microcristallines. La microscopie électronique rapporte des variations morphologiques importantes comparées à des spécimens de contrôle, avec la formation d'un biofilm superficiel et la présence de zones transitionnelles entre la surface libre du métal et la surface du biofilm formé, deux mois après l'exposition en milieu buccal. La surface libre du métal est une surface lisse avec une diminution de porosités.





**Fig. 6:** Optical microscopy views of miniscrew No. 20: pitting corrosion due to manufacture defects: **a:** miniscrew No. 20, magnification  $\times 5$ ; **b:** miniscrew No. 20, magnification  $\times 10$ ; **c:** miniscrew No. 20, magnification  $\times 20$ .

**Fig. 6 :** Images de microscope optique de la minivis n° 20 : attaques corrosives sous forme de piqûres en rapport avec les impuretés d'usinage : **a :** minivis n° 20, agrandissement  $\times 5$  ; **b :** minivis n° 20, agrandissement  $\times 10$  ; **c :** minivis n° 20, agrandissement  $\times 20$ .

The organic constituents of this biofilm were amide, alcohol and carbonate, whereas the main elements observed were crystals of Na, K, Cl, Ca and Ca-P [9].

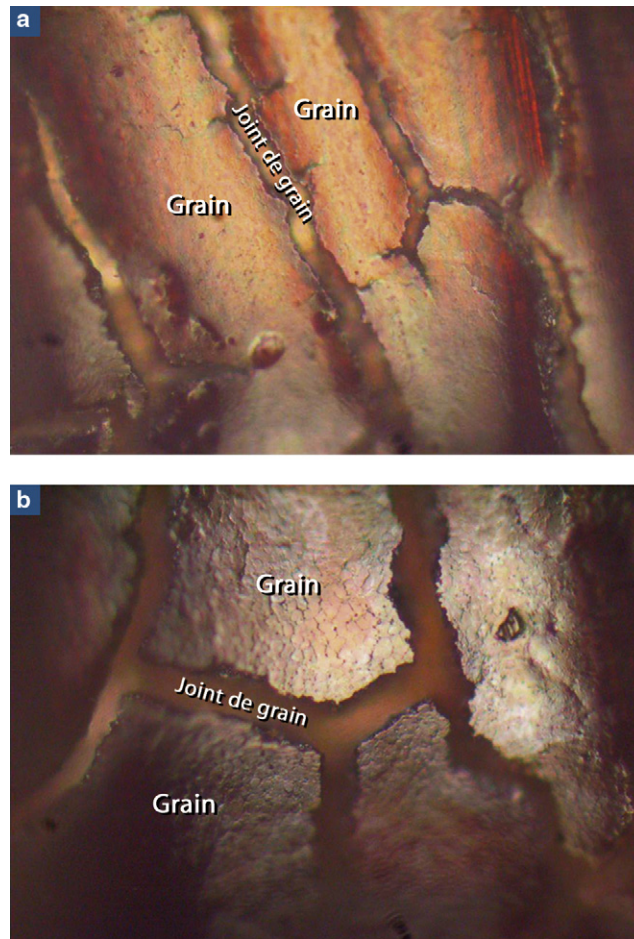
In a similar study, Eliades et al. [2] analyzed 11 retrieved miniscrew implants used in various orthodontic indications. The samples had been used for an average active treatment time ranging between 3.5 and 17.5 months and had been removed with no sign of failures such as peri-implant soft-tissue inflammation, implant mobility or premature loss. Miniscrews matched by brand, type and size served as controls.

All miniscrews were examined under stereomicroscopy to detect possible microscopic cracks. The structure of both retrieved and control miniscrews was analyzed by high-resolution X-ray computer tomography (CT). 2D and 3D reconstructions were then obtained to study the surface

Les constituants organiques de ce biofilm sont l'amide, l'alcool et le carbonate, alors que les espèces élémentaires qui prédominent sont les cristaux de Na, K, Cl, Ca et de Ca-P [9].

Dans une étude similaire, Eliades et al. [2] ont récupéré 11 minivis après les avoir utilisées pour différentes indications orthodontiques. Les spécimens ont été utilisés en traitement actif de 3,5 à 17,5 mois et ont été déposés sans signes d'échec tels que l'inflammation du tissu péri-implantaire, la mobilité de la minivis ou la perte prématurée. Des minivis de la même marque, type et dimension ont servi de contrôle.

Toutes les minivis ont été examinées sous stéréomicroscopie pour mettre en évidence les fêlures microscopiques. La structure des minivis utilisées et de contrôle a été évaluée avec une microtomographie à rayons X informatisée de haute résolution. Des reconstructions bidimensionnelles et tridimensionnelles ont été obtenues pour étudier la charge de surface



**Fig. 7:** Optical microscopy views of miniscrew No. 28: more or less extensive crevice corrosion. The attacks are seen at grain boundaries. Note the presence of biological fluids on the miniscrew surface: **a:** miniscrew No. 28, magnification  $\times 10$ ; **b:** miniscrew No. 28, magnification  $\times 20$ .

**Fig. 7 :** Images de microscope optique de la minivis n° 28 : attaques corrosives par crevasses avec une étendue plus ou moins importante. Ces attaques sont présentes au niveau des joints de grains. Nous notons la présence de liquides biologiques sur la surface de la minivis : **a :** minivis n° 28, agrandissement  $\times 10$  ; **b :** minivis n° 28, agrandissement  $\times 20$ .

loading pattern of miniscrews using cone-beam reconstruction and 3D creation software (Skyscan) [3].

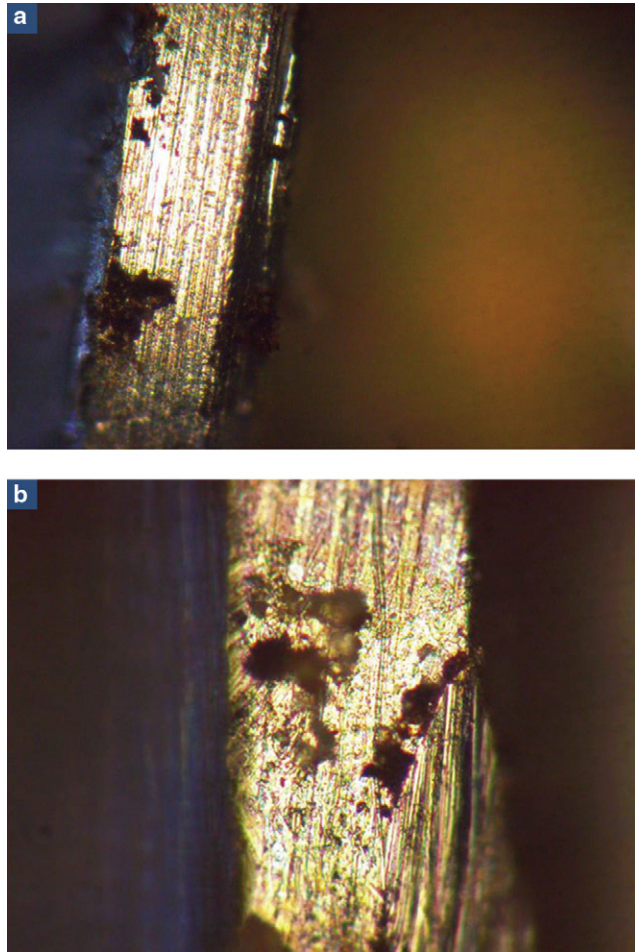
The miniscrews were studied under electron microscopy to determine their morphological status. In addition, the retrieved and control miniscrews were assessed by energy dispersive X-ray microanalysis to determine their chemical composition [3].

Results showed significant changes in miniscrew surfaces including adsorption and formation of a calcified layer due to contact of the implant with blood and tissue fluids. Optical

de la structure des minivis en utilisant la reconstruction *cone-beam* et le logiciel de création tridimensionnel (Skyscan) [3].

Les minivis ont été observées sous microscope électronique pour mettre en évidence ses conditions morphologiques. En outre, les minivis utilisées et de contrôle ont été l'objet d'une microanalyse par rayons X à énergie dispersive pour déterminer leur composition élémentaire [3].

Les résultats montrent un changement substantiel de l'état de surface des minivis incluant l'adsorption et la formation d'une couche calcifiée résultant du contact du matériel avec le sang



**Fig. 8:** Optical microscopy views of miniscrew No. 27: signs of corrosion in the form of crevices and large pitting corrosion on the miniscrew thread: **a:** miniscrew No. 25, magnification  $\times 10$ ; **b:** miniscrew No. 25, magnification  $\times 20$ .

**Fig. 8 :** Images de microscope optique de la minivis n° 27 : attaques corrosives sous forme de crevasses et de grandes piqûrations au niveau des spires de la minivis : **a :** minivis n° 25, agrandissement  $\times 10$  ; **b :** minivis n° 25, agrandissement  $\times 20$ .

microscopy showed loss of gloss with variable discoloring. Scanning electron microscopy and X-ray microanalysis revealed morphological changes with layers of sodium, potassium, chlorine, iron, calcium and phosphorus deposited on the miniscrew surface [3].

Two-dimensional microtomography X-ray images reconstructing the longitudinal cross-section of a control miniscrew showed no defects in the form of pores or cracks due to surface loading in the mouth. Chemical analysis by electron surface microanalysis (EDS) indicated that miniscrew implant composition was similar to that of standard titanium alloy

et les fluides tissulaires. La microscopie optique indique une perte de la brillance et une décoloration variable. La microscopie électronique à balayage et la microanalyse à rayons X montrent une altération morphologique des surfaces des minivis avec des couches formées sur la surface. Les matériaux précipités sur les surfaces sont le sodium, le potassium, le chlore, le fer, le calcium et le phosphore [3].

Les images de microtomographie à rayons X bidimensionnelle reconstruisant la section longitudinale d'une minivis de contrôle montrent l'absence d'effet de charge de surface en forme de pores et de cratères durant l'utilisation. L'analyse chimique par microanalyse électronique de surface (EDS) montre que la composition des minivis est similaire à l'alliage

(Ti6Al4V). This analysis also suggested that calcium and iron precipitates had been induced by contact of the miniscrew with blood and biological fluids [3].

Surface characterization of retrieved miniscrews revealed an ageing process, as seen in numerous biomaterials ranging from polymers [10] to orthodontic alloys, which basically involves the adsorption of protein layers which later become calcified and precipitate as phosphorus and calcium. The difference between retrieved oral-placed and tissue-placed material could reside in the iron composition when biomaterial surface comes into contact with blood.

Oral placement of miniscrews causes several phenomena:

- pH reduction during the initial exudative phases;
- cell activation, including for granulocytes, neutrophils and macrophages;
- release of proteins, enzymes and oxidative agents which could significantly modify the implant's surface reactivity [11].

Prolonged exposure of miniscrews in the mouth generates harder and more calcified precipitates than does shorter exposure length. Depending on patient and oral conditions, the metal surface is covered with a layer of protein, which conceals the surface topography of the alloy, the extent of the protein varying according to the conditions prevailing in the mouth of each patient [12].

This surface layer significantly alters the morphology, surface composition and electronic reactivity of the implant. Mineralized areas can serve as a protection shielding the alloy substrate, particularly if pH or corrosion levels are low [13].

The key advantage of Ti alloys is the rapid formation of a dense and amorphous film of passive titanium dioxide [14]. Stress exerted on a miniscrew during healing can have severe adverse effects, depending on the duration of the stress. We are of the opinion that poorly inserted miniscrews respond by developing reparative fibrous tissue.

Implant micromovement is an important factor in bone regeneration and has a much greater influence on bone healing and the properties of biomaterials [9]. In the absence of micromovements, osseointegration of the bone-biomaterial interface is more likely to be linked to potential inherent bone healing than to a single phenomenon induced by the biomaterial of which the implant is made.

Han et al. [15] studied surface states of miniscrews (both the submerged and visible segments) retrieved after oral placement ranging from 18 months to 4 years and 4 months.

Scanning electron microscopy performed on retrieved miniscrew surfaces showed major build-ups. Surface electron analysis (EDS) demonstrated that this build-up was made up of

typique de titane (Ti6Al4V). Cette analyse montre que des dépôts de calcium et de fer sont causés par le contact de la minivis avec le sang et les fluides biologiques [3].

La caractérisation de la surface des minivis récupérées montre un profil de vieillissement, qui se produit dans de nombreux biomatériaux allant des polymères [10] aux alliages d'orthodontie, impliquant essentiellement l'adsorption de couches protéiques, qui sont calcifiées tardivement avec des précipitations de calcium et de phosphore. La différence entre les matériaux anciens présents en bouche et ceux placés dans les tissus pourrait être la présence du fer par le contact de la surface du biomatériau avec le sang.

La mise en place d'une minivis dans la cavité buccale induit plusieurs phénomènes :

- réduction du pH pendant les premières phases exsudatives ;
- activation de cellules, y compris les granulocytes, les neutrophiles et les macrophages ;
- libération de protéines, d'enzymes, ainsi que d'agents d'oxydation qui pourraient modifier sensiblement la réactivité de surface des minivis [11].

L'exposition prolongée de la minivis au milieu buccal entraîne la formation de couches solides plus importantes et plus calcifiées par rapport à une exposition de courte durée. La surface du métal est recouverte d'une couche de protéines qui masque la topographie de la surface de l'alliage avec une étendue variable selon les conditions environnementales de chaque patient [12].

Cette couche de surface formée modifie substantiellement la morphologie, la composition de surface et la réactivité électronique de la minivis. Les régions minéralisées peuvent avoir un effet protecteur sur le substrat de l'alliage, spécialement dans des conditions de pH diminué où le taux de corrosion est faible [13].

L'avantage majeur de ces alliages de Ti est la formation rapide d'une structure amorphe et dense de film de dioxyde de titane passif [14]. L'application d'une contrainte à une minivis en guérison peut induire des effets indésirables importants, en fonction de la durée du processus. Nous pensons que les minivis mal fixées ont une réponse de réparation comprenant la formation d'un tissu fibreux.

Le micromouvement de la minivis est un facteur important pour la régénération de l'os et a une influence beaucoup plus importante sur la guérison osseuse et sur les propriétés des biomatériaux [9]. En l'absence de micromouvements, une ostéo-intégration de l'interface os-biomatériau est plus imputable à une guérison inhérente potentielle de l'os, qu'à un phénomène unique induit par le biomatériau constituant l'implant.

Han et al. [15] ont étudié l'état de surface des minivis (partie enfouie et non enfouie de chaque minivis) récupérées après utilisation pendant une durée comprise entre 18 mois et quatre ans et quatre mois.

La microscopie électronique à balayage de surface des minivis utilisées montre une accumulation importante. La microanalyse électronique de surface (EDS) montre que cette

carbon and oxide. The organic substances consisted of dental plaque and corrosion products. Following ultrasonic cleansing, the EDS spectra showed that the miniscrew surfaces were made of titanium. The already-existing scratches now seemed to be deeper and new flaws were visible on the miniscrew surface. The surface of the as-received miniscrews revealed parallel milling scars around the circumference of the screws [15].

More surface changes were observed on the embedded part of the miniscrew compared with the non-embedded section, thus accounting for the high incidence of breakage of the former. Patterson and Johns [16] looked into fatigue-resistance of miniscrews and concluded that applying appropriate torque made for a longer miniscrew lifespan. Changes in miniscrew surfaces can result in instability.

Surface modifications to retrieved miniscrews are difficult to explain [17]. In their study, Rangert and Langer [18] found that miniscrew failures were caused by fatigue. Another study by Glauser et al. [19] showed the presence of linear scoring pointing to the development of fatigue cracks, probably induced by repeated traction stresses. These cracks went on to spread over the entire implant surface [20].

## Conclusion

Despite a smooth appearance to the naked eye, the miniscrews all displayed milling defects in the form of scratches. Observations of the status of the surface of these screws revealed the presence, after usage, of pitting or crevice-type corrosion principally at the site of milling defects. It follows that improved surface treatment of orthodontic miniscrew implants would enhance corrosion resistance.

## Disclosure of interest

The authors declare that they have no conflicts of interest concerning this article.

accumulation est faite de carbone et d'oxyde. Les substances organiques sont constituées de plaque et de produits de corrosion. Après nettoyage ultrasonique, l'EDS montre que les surfaces des minivis sont constituées de titane. Les rainures préexistantes semblent s'approfondir et de nouvelles rayures apparaissent au niveau de la surface des minivis. La surface des minivis non utilisées présente une structure caractérisée par des rainures d'usinage circonférentielles et parallèles [15]. Les altérations de surface sont plus importantes au niveau de la partie enfouie de la minivis qu'au niveau de la partie non enfouie, ce qui peut expliquer la fréquence des fractures dans la partie enfouie. Patterson et Johns [16] ont analysé la résistance à la fatigue des vis et ont conclu que l'application d'un torque correct permet à la vis une longue durée de vie. L'altération de la surface des minivis peut entraîner leur instabilité.

Les modifications de la surface des minivis après utilisation sont difficiles à expliquer [17]. Une étude réalisée par Rangert et Langer [18] trouve que l'échec de la minivis est dû à la fatigue. Une autre étude réalisée par Glauser et al. [19] montre la présence d'égratignures linéaires indiquant le développement de fissures de fatigue dû probablement à des stress de traction répétés. Ces fissures se propagent ensuite sur toute la surface du spécimen [20].

## Conclusion

Malgré l'aspect lisse à l'œil nu, les surfaces des minivis présentent des défauts d'usinage sous forme de rayures. L'observation qualitative de surface de ces minivis montre, après utilisation, des attaques corrosives sous formes de piqûrations ou de crevasses, principalement au niveau des défauts d'usinage. En conséquence, une amélioration de l'état de surface augmenterait la résistance à la corrosion des minivis utilisées en orthodontie.

## Déclaration d'intérêt

Les auteurs déclarent ne pas avoir de conflits d'intérêts en relation avec cet article.

## References/Références

1. Bae S, Park H, Kyung H, Kwon O, Sung J. Clinical application of micro-implant anchorage. *J Clin Orthod* 2002;36(5):298-302.
2. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 1997;31(11):763-7.
3. Eliades T, Zinelis S, Papadopoulos M, Eliades G. Characterization of retrieved orthodontic miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;135:10.e1-7.

4. Costa A, Raffini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* 1998;13(3):201–9.
5. Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield JR, Roberts WE, Garetto LP. The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;134(3):333.e1–6 [discussion 333–4].
6. Mikulewicz M, Chojnacka K. Release of Metal Ions from Orthodontic Appliances by In Vitro Studies: A Systematic Literature Review. *Biol Trace Elem Res.* 2011;139(3):241–56 .
7. Morais LS, Serra GG, Muller CA, Andrade LR, Palermo EFA, Elias CA, et al. Titanium alloy mini-implants for orthodontic anchorage: immediate loading and metal ion release. *Acta Biomater* 2007;3:331–9.
8. Lijima M, Muguruma T, Brantley W, Okayama M. Torsional properties and microstructures of miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;134(3):333.e1–6 [discussion 333–4].
9. Eliades T, Eliades G, Athanasiou AE, Bradley TG. Surface characterization of retrieved NiTi orthodontic archwires. *Eur J Orthod* 2000;22:317–26.
10. Eliades T, Eliades G, Watts DC. Structural conformation of in vitro and in vivo-aged orthodontic elastomeric modules. *Eur J Orthod* 1999;6:649–58.
11. Eliades G, Eliades T, Vavuranakis M. General aspects of biomaterials' surface alterations following exposure to biological fluids. In: Eliades G., Eliades T., Brantley WA., Watts DC. (Eds.), *Dental materials in vivo: aging and related phenomena*. Quintessence, Chicago, 3-23 2003.
12. Hanning M. Transmission electron microscopy of early plaque formation on dental materials. *Eur J Oral Sci* 1999;107:55-64.
13. Oshida Y, Sachdeva RC, Miyazaki S. Microanalytical characterization and surface modification of TiNi orthodontic archwires. *Biomed Mater Eng* 1992;2(2):51-69.
14. Eliades T. Passive film growth on titanium alloys: physicochemical and biologic considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:621–7.
15. Han M, Chung C, Choi H. A study on surface alteration of implant screws after function. *J Korean Acad Prosthodont* 2002;40(3):275–86.
16. Patterson E, Johns R. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:26-34.
17. Schliephake H, Reiss G. Metal release from titanium fixtures during placement in the mandible: an experimental study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:502–11.
18. Rangert B, Langer B. Binding overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:326–34.
19. Glauser R, Schüpbach P, Gottlow J. Periimplant soft tissue barrier at experimental one-piece mini-implants with different surface topography in humans: a light-microscopic overview and histometric analysis. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(1):44-51.
20. Basten CH, Nicholls JI, Daly CH, Taggart R. Load fatigue performance of two implant-abutment combinations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11(4):522–8.