ene sulfonate) onto titanium surfaces is carried out in two steps: chemical oxydation of titanium to initiate radical species then grafting of poly (sodium styrene sulfonate) by radical polymerization. Chemical characterization of the surfaces is achieved by Fourier transformed infrared spectroscopy (FTIR). Bacterial adhesion was studied on grafted and non grafted (control) titanium surfaces, preadsorbed or not by plasmatic proteins. Protein adsorption as well as bacteria adhesion is followed by fluorescence spectroscopy by using proteins or bacteria previously labelled with fluorescence probes; the quantification of adsorption and bacteria adhesion are performed by image analysis. Results showed that protein adsorption is more important (~3 times) and that *P. gingivalis* adhesion is strongly inhibited (~73%) onto poly(sodium styrene sulfonate) grafted surfaces when compared to titanium control. Moreover, the inhibition of bacterial adhesion on grafted surfaces preadsorbed with plasma proteins is comparable to that observed on grafted surfaces preadsorbed with fibronectin. In conclusion, the obtained results evidenced that the grafting of titanium surface by poly(sodium styrene sulfonate) led to significant inhibition of *P. gingivalis* adhesion and that this inhibitory activity involved adsorbed proteins. Poly(sodium styrene sulfonate) grafted titanium surfaces present a high interest for the elaboration of oral implants in various clinical dental applications.

© 2007 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Mots clés : Porphyromonas gingivalis ; Titane greffé ; Adhérence bactérienne ; Implant dentaire ; Péri-implantite

Keywords: Porphyromonas gingivalis; Grafted titanium; Bacterial adhesion; Poly(sodium styrene sulfonate); Dental implant; Peri-implantitis

1. Introduction

L'utilisation des implants dentaires en titane dans la réhabilitation buccodentaire est de plus en plus répandue. Une des causes principales d'échec de leur ostéo-intégration est représentée par les infections péri-implantaires. Celles-ci sont induites par les bactéries de la flore buccale telles que *Porphyromonas gingivalis* (*P. gingivalis*), *Actinobacillus actinomycetemcomitans*, *Prevotella intermedia*, organisées sous forme de biofilms [1]. Ces infections péri-implantaires sont difficilement maîtrisées par une simple antibiothérapie, et nécessitent souvent la dépose du matériel implantaire. L'étape primordiale du développement des infections sur matériel étant l'adhérence initiale des bactéries, une des voies de prévention de l'infection péri-implantaire consiste à prévenir et/ou inhiber l'adhérence initiale des bactéries de la flore buccale pathogène sur la surface de l'implant.

Des recherches récentes se focalisent sur les modifications chimiques et topographiques de surface des matériaux implantaires afin d'élaborer des surfaces dotées de propriétés inhibitrices de l'adhérence bactérienne [2–4]. Yoshinari et al. ont montré l'influence de la modification de surface du titane sur l'adhérence initiale de *P. gingivalis* et *A. actinomycetemcomitans* [3]; l'adhérence de ces souches augmente lorsque les surfaces sont porteuses d'ions Ca^{++} et diminue sensiblement lorsque les surfaces sont recouvertes d'alumine. Les mêmes auteurs ont aussi rapporté que la présence des groupements « bisphosphonate » sur des surfaces en titane permet de diminuer très fortement l'adhérence de *P. gingivalis* [4]. L'influence des caractéristiques de surface sur l'adhérence bactérienne a également été mise en évidence par Grossner-Schreiber et al. : une réduction significative du nombre de bactéries a été observée sur des surfaces de titane modifiées présentant des groupements TiN et ZrN [2]. Enfin, Shibata et al. ont montré que les surfaces de titane oxydées par voie anodique présentent des propriétés antibactériennes par rapport au titane non oxydé [5].

Des études récentes [6–8] ont permis de mettre en évidence l'inhibition de l'adhérence de différentes souches de *Staphylococcus aureus* (*S. aureus*) sur des polymères à base de PMMA porteurs de groupements sulfonate et carboxylate capables de favoriser la différenciation ostéoblastique. Le greffage de tels

polymères sur des implants dentaires en titane permettrait de prévenir l'infection tout en permettant une bonne ostéo-intégration de l'implant ce qui présente un réel intérêt en application clinique dentaire.

Par ailleurs, la présence des groupements sulfonate et carboxylate influence l'adsorption des constituants plasmatiques sur la surface du matériau. En effet, Latz et al. ont montré que la conformation des protéines adsorbées (fibronectine, vitronectine) dépend de la composition chimique de la surface [9]. Il apparaît donc possible, par le biais d'un changement de conformation des protéines, de prévenir l'adhérence bactérienne en masquant les domaines protéiques reconnus spécifiquement par les adhésines de la paroi bactérienne, les rendant ainsi inaccessibles. Parmi les facteurs de virulence de *P. gingivalis* figurent des adhésines telles que les « fimbriae » et les « gingipain-hémagglutinines » [10] celles-ci sont capables de reconnaître spécifiquement des intégrines membranaires et des glycosaminoglycane sur la surface des ostéoblastes mais aussi des cellules épithéliales gingivales et des fibroblastes. Ces adhésines sont en effet responsables de l'adhérence des bactéries aux protéines adsorbées à la surface du biomatériau lorsque celui-ci est implanté [11].

L'objectif de cette étude a été d'évaluer l'adhérence de *P. gingivalis* sur les surfaces de titane greffées avec un polymère bioactif, le poly(styrène sulfonate de sodium) (pNaSS). De plus pour mettre en évidence les mécanismes par lesquels les groupements sulfonate peuvent moduler l'adhérence bactérienne nous avons étudié l'influence des protéines plasmatiques dans le processus d'adhérence.

2. Matériels et méthodes

2.1. Préparation des échantillons de titane

Le greffage du poly(styrène sulfonate de sodium) (pNaSS) (*Sigma Aldrich*) a été réalisé par polymérisation radicalaire sur des échantillons de titane commercialement pur (Ti Cp, *Alfa Aesar*, 99%) d'une surface de 1 cm² (10 mm × 10 mm × 1 mm) selon le procédé décrit par Migonney et al. [12]. La caractérisation du titane greffé est réalisée

Download English Version:

<https://daneshyari.com/en/article/871296>

Download Persian Version:

<https://daneshyari.com/article/871296>

[Daneshyari.com](https://daneshyari.com)