



AOÛT/SEPTEMBRE 2020 | VOL. 12, NO. 8+9

POUR LES DENTISTES PAR DES DENTISTES

www.dental-tribune.fr

PLANÈTE DENTAIRE

Hypno VR s'intègrent dans les procédures multimodales de réhabilitation accélérée, améliore les prises en charge. Le principe ? Le patient est immergé dans un univers 3D, accompagné d'un discours hypnotique, de musicothérapie, et d'exercices respiratoires.

► PAGE 4



RECHERCHE

Les nanoparticules d'hydroxyapatite (HAP) suscitent une énorme attention et leur adhésion à l'émail est bien établie. Il n'existe cependant aucun rapport concernant le comportement des HAP en présence d'autres matériaux dentaires, et la pellicule d'origine salivaire.

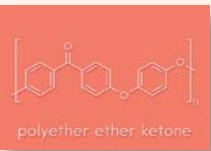
► PAGE 9



RECHERCHE

Le polyétheréthércétone (PEEK) commercialisé depuis les années quatre-vingt, est utilisé comme solution de rechange aux matériaux métalliques en chirurgie maxillo-faciale. Doté de propriétés biomécaniques avantageuses face à la dégradation chimique et biologique.

► PAGE 17



DENTAL TRIBUNE

Édito P 1
Planète dentaire P 2 | 4 | 5 | 6
Trucs et astuces P 3
Actus produits P 6

LABO TRIBUNE

P 9 À P 16

Adhésion de nanoparticules d'hydroxyapatite (HA) aux matériaux dentaires dans l'environnement buccal
P 9 | 10 | 11 | 12 | 13 | 14

CAD/CAM TRIBUNE

P 17 À P 24

Formation du biofilm sur les surfaces en polyétheréthércétone (PEEK) et les surfaces en titane
P 17 | 18 | 19 | 20 | 21 | 22



DENTAL TRIBUNE

The World's Dental Newspaper - Édition Française

DENTAL TRIBUNE ÉDITION FRANÇAISE

Les articles provenant de Dental Tribune International, Allemagne, repris dans ce numéro sont protégés par les droits d'auteur de Dental Tribune International GmbH. Tous droits de reproduction réservés. La reproduction et la publication, dans quelle langue que ce soit et de quelque manière que ce soit, en tout ou en partie, est strictement interdite sans l'accord écrit de Dental Tribune International GmbH, Holbeinstr 29, 04229 Leipzig, Allemagne. Dental Tribune est une marque commerciale de Dental Tribune International GmbH. Dental Tribune édition française est une publication de MMG SAS société de presse au capital de 10.000 Euros.

DIRECTION :

Dental Tribune International
6 rue du Château
54160 Autrey sur Madon

DIRECTEUR DE PUBLICATION :

Torsten Oemus

RÉDACTEUR EN CHEF :

Marc Rosemont

m.rosemont@dental-tribune.com

ASSISTANTE RÉDACTIONNELLE :

Nathalie Schüller

RÉDACTEUR SCIENTIFIQUE :

Dr Laurence Bury

Dr Thierry Lachkar

JOURNALISTES SCIENTIFIQUES :

Dr Norbert Bellaïche

Dr David Blanc

Dr Florine Boukhobza

Dr Jacques Vermeulen

SERVICES ADMINISTRATIFS :

Bénédicte Claudepierre

PUBLICITÉ :

Helene Carpentier

h.carpentier@dental-tribune.com

MAQUETTE :

Matthias Abicht

m.abicht@dental-tribune.com

DEMANDE D'ABONNEMENT ET SERVICE DES LECTEURS :

Dental Tribune International

6 rue du Château

54160 Autrey sur Madon

abonnement@dental-tribune.com

IMPRIMERIE :

Dierichs Druck+Media GmbH

Frankfurter Str. 168, 34121 Kassel - Allemagne

DÉPÔT LÉGAL : JUILLET 2011

ISSN : 2105-1364

ÉDITO

Nous y voilà !

L'été est passé, la rentrée est là. Les nouvelles du Covid-19 (ou de la Covid-19) se sont égrainées tous le long de cette période de façon parcimonieuse ou bien trop intense !

Les remplacements cet été n'ont pas tous pu être honorés. Le besoin de dentistes s'est fait sentir de façon encore plus cruelle. De plus, pour nombre de patients, la prise de conscience de l'impact de leurs dents et de leur sourire s'est ressentie avec plus d'acuité encore. Le site internet *Theconversation.com* a même titré : « le masque nous empêche-t-il de séduire ? ». Et c'est là que l'on reprend conscience de l'incidence des dents, des lèvres, de la symétrie des visages, des relations de parallélisme entre les pointes canines et les pupilles, de la perception de bonne santé de son interlocuteur selon, ce qu'il révèle lors de cet acte anodin, inconscient et cependant progressivement masqué.

C'est tout une part d'interaction qui disparaît entre les individus, car le sourire contribue à l'appréciation du niveau de bonheur et d'attractivité, au fil de notre évolution personnelle depuis l'enfance. Car c'est entre neuf et douze que les sourires varient, selon les genres et l'éducation que nous délivrons à nos enfants.

Enfin, le sourire influence la confiance et la relation interpersonnelle.

Mais ce masque, c'est aussi un moyen de ne pas aller voir le dentiste. De sous-estimer l'importance des soins à réaliser. Les patients vont donc évoluer avec la pandémie. Tout d'abord une patientèle qui se cache, et va encore plus se cacher. Les consultations vont donc changer, les urgences augmenter...

Vite, viendra la question de l'après. Comment va se dérouler ce dernier trimestre de l'année 2020 ?

L'économie du cabinet, sa productivité va être un critère de pilotage encore plus im-

portant. Quels jours ouvrir ? À quelles plages horaires ? À quelle fréquence ? Combien de cabinets vont-ils traverser cette période de crise sanitaire et économique avec le plus de sérénité ?

La mise en place de la dernière convention va révéler de façon accélérée ses failles face à une application de protocoles sanitaires long et complexes qui n'avaient pas été anticipés.

À l'étranger ; certains praticiens n'hésitent même plus à faire payer, en dehors de toute convention, les frais relatifs aux choix des modalités de protection. Il est fort possible que ces prochains mois, s'exerce dans un même cabinet une médecine à deux vitesses, selon les moyens et les préoccupations du patient.

Le besoin de dentistes est criant. Le besoin de soins est criant. La pénurie est criante. Alors, bon courage à toutes et tous.



Marc Rosemont
m.rosemont@dental-tribune.com

AD



Et si vous faisiez confiance
au laboratoire de référence
pour la rentrée ?

Conseils personnalisés de votre prothésiste dédié

Tarifs optimisés pour chaque panier de soins

Accompagnement dans la transformation numérique

Protilab,
Créateur de sourires pour tous !

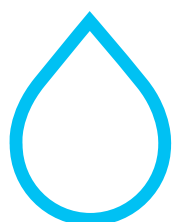
www.protilab.com
5 rue Georgette Agutte • 75018 Paris

Pour recevoir nos tarifs et
un bon d'essai gratuit, contactez-nous au :

0 800 81 81 19 Service & appel gratuits



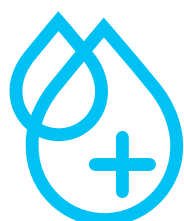
LE ROBINET POUR
VOTRE
HYGIÈNE DES MAINS
LE SYSTÈME
"3-EN-1"



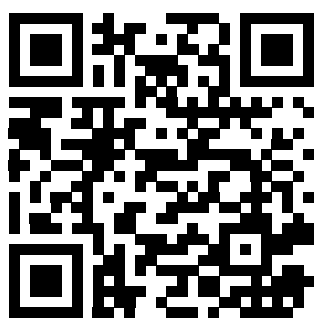
Eau



Savon



Désinfectant



SCANNEZ POUR EN SAVOIR PLUS

Disponible auprès de votre
dépôt dentaire.

www.miscea.com
berlin@miscea.com

L'UFSBD a commandé un sondage sur la reprise de l'activité des cabinets dentaires : Alors docteur, comment s'est passé le retour au cabinet ?

Après 15 jours de reprise d'activité des cabinets dentaires, l'UFSBD a souhaité prendre le pouls de la profession, afin de connaître au mieux l'état d'esprit des chirurgiens-dentistes et de nos assistantes dentaires.

L'enquête a été réalisée du 25 au 30 mai 2020 via *Survey Monkey*, outil de sondage en ligne, avec une collecte de données anonyme. Trois-mille-quatre-cent-cinquante-sept personnes ont répondu aux 24 questions, parmi lesquels 22 % d'hommes et 78 % de femmes, essentiellement âgés (80 %) entre 35 et 64 ans. Le panel comportait 50 % de chirurgiens-dentistes, 48 % d'assistantes dentaires et 2 % d'aides dentaires.

Au-delà des questions relatives au profil des participants (âge, sexe, profession, mode d'exercice etc.), ceux-ci ont été interrogés sur un certain nombre de thématiques des plus pertinentes. À savoir, des questions sur les conditions de reprises : approvisionnement en EPI, investissements spécifiques réalisés dans le cabinet, l'importance de l'assistante dentaire. Des questions sur la réorganisation du cabinet : ciblage des changements, difficultés observées, impact de ces changements sur une nouvelle organisation durable du cabinet, perception des patients ; des questions sur les nouveaux modes de communication : moyens mis en œuvre pour communiquer sur les nouvelles recommandations et quelles mesures mises en place, gestion du planning, et outils utilisés pour la prise des rendez-vous.

Les résultats de l'enquête sont sans équivoque : la reprise d'activité en situation pandémique liée au SARS Cov-2 a engendré de réels bouleversements pour lesquels nous n'étions pas préparés.

La mise en place des recommandations spécifiques à notre activité professionnelle a impacté fortement, voire totalement, la prise en charge des patients. Ces mesures, bien acceptées par les patients demandeurs de reprendre leurs parcours de soins, ont en revanche suscité des inquiétudes pour les praticiens et assistantes dentaires.

Les recommandations ont été données aux patients principalement par téléphone

(89 %) et ont été très bien perçues (97 %). Ces patients étant majoritairement sans appréhension à reprendre leurs soins (56 %) Des recommandations données aux patients concernent essentiellement le port du masque pour venir au rendez-vous et la mise à disposition de gel hydroalcoolique. Un questionnaire spécial Covid et un hygiaphone ont été mis en place dans tout de même 2/3 des cabinets. Le téléphone reste l'outil principal de prise de rendez-vous, même si des habitudes de contact patient-praticien par mail, ont été instaurées pendant le confinement. Cela est très certainement lié à la difficulté d'organisation des plannings. Le contact direct par téléphone

facile que prévue par et pour l'équipe dentaire : avec une moyenne estimée à 33 %, mais avec des difficultés surmontables pour près d'un tiers des répondants (29 %) qui ne déclarent pas de difficultés, et 17 % ne se sont pas exprimés sur les difficultés. Ce sont surtout les chirurgiens-dentistes qui expriment des difficultés.

Selon le sondage, les équipements de protection individuelle (EPI) rendent plus difficile l'exécution des actes opératoires et accentuent la pénibilité du travail clinique. Les masques FFP2 rendent plus difficile la respiration, avec des tensions au niveau des oreilles et du visage, et une chaleur humide apportée par l'accumulation des pro-



est privilégié pour expliquer le contexte, transmettre les consignes, et trouver des solutions de prise en charge. L'agencement du planning est la mesure la plus significative des mesures prises (74 % des réponses) par les cabinets dentaires en matière d'organisation. Les plannings de la reprise ont été élaborés en tenant compte des urgences à gérer et des rendez-vous annulés et reportés durant le confinement. Il a fallu tenir compte à la fois des temps d'aération entre chaque patient, de la reprise des traitements interrompus et de la prise en charge des urgences survenues pendant le confinement et dans la période de déconfinement.

Vingt-sept pour cent des répondants ont été contraints d'ajouter des heures ou jours de travail pour pallier cette situation. Majoritairement cette reprise est perçue plus dif-

ficile que prévue par et pour l'équipe dentaire : avec une moyenne estimée à 33 %, mais avec des difficultés surmontables pour près d'un tiers des répondants (29 %) qui ne déclarent pas de difficultés, et 17 % ne se sont pas exprimés sur les difficultés. Ce sont surtout les chirurgiens-dentistes qui expriment des difficultés.

Les assistantes dentaires révèlent moins de difficultés et 52 % d'entre elles assurent pouvoir remplir leur rôle d'éducation à la santé, avec les nouvelles dispositions mises en œuvre, et dans de bonnes conditions.

Une petite note d'optimisme tout de même : un praticien sur deux voit dans ce contexte inédit, une opportunité de changer l'organisation du cabinet et envisage de prolonger ces mesures sur le long terme.

Nous vous invitons à retrouver l'ensemble des résultats de l'enquête d'opinion sur le site de l'UFSBD.

<http://www.ufsbd.fr/wp-content/uploads/2020/06/Re%CC%81ultats-et-analyses-de-lenqu%C3%A4te-UFSBD-Reprise-dactivit%C3%A9-Juin-2020.pdf>





ACADEMIE
du sourire

Sécuriser le mordu occlusal implantaire



Fig. 1 : Madame F. se présente à la consultation dans un désir de réhabiliter son sourire et sa fonction. Elle présente une supraocclusion et des courbes de Spee perturbées. Une étude occlusale en technique neuro-musculaire nous permet de diagnostiquer un problème occlusal sans bruxisme malgré les usures.



Fig. 2 : Une augmentation de DV et un repositionnement myocentré de la mandibule imposent une rééducation par gouttières, pour valider les hypothèses de position. Les temporaires de seconde génération confirment le choix initial. Les empreintes et la reconstruction commencent par les secteurs postérieurs pour conserver les repères.



Fig. 3 : Des composants prothétiques vissés aux piliers implantaires et solidarisés avec de la résine Luxatemp(PRED-DMG), sur un berceau constitué d'un élastique ortho, permettent de solidariser et rigidifier. Les élastiques ortho de piliers à piliers et entrecroisés en huit sont un support rapide et efficace pour la résine.



Fig. 4 : Du téflon est bourré dans les orifices pour éviter l'obturation. Les piliers sont réglés en hauteur, pour ne pas interférer lors de l'enregistrement occlusal. Un mordu occlusal est réalisé en résine, par injection en position, plutôt que par mordure sur la résine précédente. Plusieurs étapes peuvent être nécessaires.



Fig. 5 : Une fois désinséré délicatement, il est important de retoucher l'enregistrement en résine à la fraise, pour le faire coïncider en bouche facilement, par élimination des contre-dépouilles. Un repositionnement in situ est recommandé, afin d'être certain qu'il n'existe plus d'entraves et donc de le transmettre au laboratoire sans contraintes.

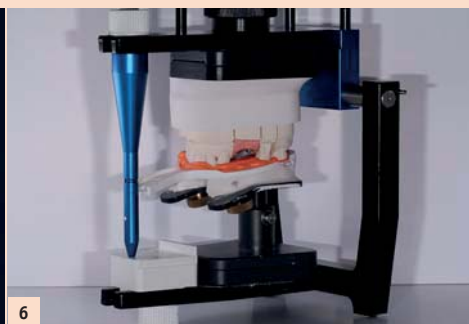


Fig. 6 : Le montage sur articulateur Artex (Amman-Girrbach) du modèle supérieur, au laboratoire, est classique avec le transfert de la table de montage.



Fig. 7 : Le laboratoire repositionne le mordu rigide sur le modèle de travail inférieur, avec son habituelle fausse gencive. Le travail de dégrossissage du mordu au cabinet donne la certitude au céramiste de la position. Un travail de préparation du modèle est souvent nécessaire jusqu'à l'obtention du bon engrenement.



Fig. 8 : L'ensemble est ensuite adapté au mordu. Ce système additionnant la rigidité des piliers et la résine de mordu, certes onéreux (piliers prothétiques provisoires vissables), permet de gagner une séance et une précision intéressante du travail final.

Laboratoire Smile 3D Concept – Lionel Marslen

AD





André-Jean FAUCHER



Jean-Christophe PARIS



Olivier ETIENNE



Jean RICHELME

19 & 20 novembre 2020

Dentisterie esthétique, comment l'appliquer au quotidien

Académie du Sourire
9, avenue Malacrida - 13100 Aix en Provence
Tel : +(33)6 10 37 86 88
nathalie.negrello@academie-du-sourire.com
www.academie-du-sourire.com

Grand Cours Nîmes

Thèmes abordés au cours de ces deux jours :

- comprendre et analyser la demande du patient
- comprendre les paramètres esthétiques du sourire
- faire le point sur les techniques d'éclaircissement
- connaître les technologies modernes du relevé de couleur
- mieux comprendre les systèmes céramo-céramiques
- évaluer les facteurs à risque en implantologie
- faire le point sur les différents adhésifs en pratique quotidienne
- apprendre à maîtriser une méthode de stratification applicable aux restaurations antérieures et postérieures
- simplifier la réalisation des inlays-onlays
- réaliser des facettes en pratique quotidienne



ACADEMIE
du sourire



continuum·education

Les webinaires de Labocast, désormais en replay sur leur site

Le laboratoire de prothèse **Labocast** spécialisé dans la prothèse d'import, n'est pas resté inactif pendant le confinement ! Fidèle à notre profession, il nous a offert, une à deux fois par semaine, des **webinaires** de haute qualité.

Implantologie, esthétique dentaire, flux tout numérique, mais aussi phytoaromathérapie, gestion et reprise de l'activité, toutes ces questions que nous nous

- *Comment préparer au mieux la reprise après la crise*, Dr Edmond Binhas.
- *Les points-clés pour mieux voir et communiquer la couleur*, Dr Pascal Zyman.
- *Phytothérapie : valeur ajoutée pour le cabinet*, Dr Florine Boukhobza.
- *Les traitements modernes des dyschromies*, Dr Alexandre Miara.
- *Intérêts de la prise d'empreinte optique en omnipratique*, Dr Gérard Loufrani.



Tous **nos webinaires** pour tous nos praticiens sont sur notre **groupe Facebook**

e.campus labocast

www.facebook.com/groups/e.campus.Labocast

posons ont ainsi été traitées et débattues par des experts de chaque discipline.

Dans une approche clinique et pratique, les conférenciers ont accompagné les réflexions de plus de 150 praticiens, dans un format favorisant l'échange : exposés et questions en direct.

Voici la liste des webinaires réalisés :
– *La gestion esthétique implanto-prothétique du secteur antérieur*, Dr Sylvain Altglas.

– *C'est plus facile avec l'empreinte numérique*, Dr Gérard Duminil.

et enfin,
– *La nouvelle prothèse numérique*, avec Nicolas Burckhart, responsable technique de Labocast.

Tous ces webinaires sont accessibles en replay à tous les praticiens, sur le site www.labocast.fr.

Procodile : la lime d'endo pas uniquement pour les mordus des traitements canalaux

La société allemande **Komet**, connue sur le marché dentaire pour ses instruments rotatifs, commercialise également une gamme d'instruments canaux.

Le **Procodile** (nickel-titane) est un instrument canalaire à usage unique, sous emballage stérile, pour la préparation en mouvement alternatif asymétrique des canaux radiculaires. Il présente une haute résistance à la fatigue cyclique et une haute efficacité de coupe, supérieure jusqu'à 120 %, d'après le constructeur allemand. Son âme centrale a été conçue en conicité cylindroconique avec de grands espaces, pour permettre une meilleure remontée des débris. Sa section de coupe en double S devrait rendre plus performante la préparation canalaire.

L'instrument Procodile est un instrument de conicité 6 % qui existe en trois longueurs différentes (21, 25 et 3 mm) et pas moins de sept diamètres aux choix (20, 25, 30, 35, 40, 45 et 50). Avantage très appréciable surtout pour les multiradiculés, car nous savons très bien que chacun des trois ou quatre canaux présente une anatomie particulière, de façon indépendante les uns des autres, avec un diamètre apical propre à chacun des canaux. Ce large choix nous permet d'adapter un instrument différent par canal pour la même dent, rendant bien plus performants nos traitements

radiculaires.

Le moteur EndoPilot, doté d'un mouvement appelé ReFlex, qui s'adapterait suivant la contrainte exercée sur la lime, est le moteur conçu par le fabricant pour une utilisation optimale du Procodile. Il est doté d'un localisateur d'apex intégré, d'un pédale Bluetooth et d'un écran tactile grand format sept pouces.

HypnoVR séduit les Business Angel



La start-up française **HypnoVR**, sécurise 1,7 million d'euros de financements pour accélérer le développement de sa solution de traitement de la douleur et de l'anxiété, associant réalité virtuelle et hypnose médicale.

HypnoVR conçoit, développe et commercialise des applications logicielles et des dispositifs médicaux. Ces outils innovants d'hypno sédation permettraient d'améliorer la qualité des soins et le confort des patients, ainsi qu'à optimiser les phases pré et postopératoires, en réduisant l'usage de molécules chimiques et leurs effets secondaires.

Les solutions Hypno VR s'intègrent parfaitement dans les procédures multimodales de réhabilitation accélérée, et permettent d'améliorer les prises en charge tout au long du parcours de soins. On observe des résultats bénéfiques en postopératoire avec une réduction des coûts de santé.

Le principe ? Le patient est immergé dans un univers 3D calme et reposant, accompagné par un discours hypnotique et de la musicothérapie, et associant des exercices respiratoires. Ainsi HypnoVR permet une réduction significative de la douleur aigue et de l'anxiété lors d'une procédure médicale, pendant une intervention chirurgicale ou dans tout contexte anxiogène



Rappelons tout de même qu'en France, chaque année, on réalise environ douze millions d'anesthésies. Et selon la Société française d'anesthésie réanimation (SFAR), environ un tiers des patients ayant été anesthésiés subissent un ou plusieurs effets indésirables (nausées, vomissements) ou des complications parfois graves (allergies, risques cardio-respiratoires).

HypnoVR a été fondée en 2016 à Strasbourg par les anesthésistes et hypnothérapeutes Denis Graff, Chloé Chauvin et Nicolas Schaettel. Ils ont été triplement primés au Hackathon « Hacking Healthcamp » de Strasbourg en 2016.

Respirons de l'air filtré et stérilisé

Henry Schein France, filiale française d'Henry Schein, est bien connue de notre profession pour répondre à nos besoins tant sur le plan du petit équipement, que du consommable, de l'implantologie, de la CFAO etc. Mais saviez-vous que ce géant de la distribution dentaire utilise un réseau centralisé et automatisé, avec une sélection de plus de 120 000 produits en stock de marque Henry Schein entre autres, ainsi que plus de 180 000 produits supplémentaires disponibles sur commande spéciale ?

Henry Schein est présente dans la liste Fortune 500 et est membre de l'index S&P 500 ? C'est vrai que bien souvent, « la tête dans le guidon » dans nos cabinets, nous n'avons pas conscience de la réalité économique de nos partenaires qui répondent à nos besoins au quotidien.

Soucieux de nos conditions d'exercice dans le contexte compliqué du Covid-19, Henry Schein distribue **Radic8**, un système de stérilisation de l'air qui neutralise virus et bactéries en un seul passage. La technologie Radic8 utilise un processus en deux étapes : le filtre suivi de la sté-

rilisation par oxydation photocatalytique, beaucoup plus efficace que les UVC seuls.

Le Radic8 Viruskiller a été mis au point pour lutter contre les virus transmis par l'air en 2004, après l'épidémie de SRAS, et n'a cessé d'évoluer. La technologie de base brevetée a été testée au cours des dernières années contre plusieurs virus tels que le coronavirus DF2, l'adénovirus, le virus de la grippe et le virus de la polio. Les résultats montrent un taux de destruction de 99,9999 %, log 6, en un seul passage d'air.

Le stérilisateur d'air Radic8 est disponible chez Henry Schein en France avec le modèle VK 401. Véritable solution pour des espaces allant jusqu'à 60 mètres carrés.



Symposium Invisalign en mode virtuel pour cette année

En pleine période de confinement, la société **Align Technology** (NASDAQ: ALGN) a maintenu son symposium scientifique des 15 et 16 mai 2020, mais en version virtuelle numérique cette fois-ci. « Le format virtuel numérique reflète l'engagement continu d'Align Technology à partager les connaissances avant-gardistes et à offrir aux praticiens dentaires des séances cliniques, pour favoriser un apprentissage horizontal par leurs pairs, et les aider à progresser dans leur cabinet respectif », déclarait les responsables de cette société qui ont tenu à maintenir cette seconde édition après le succès de Valence (Espagne) en juin 2019.

Ce Symposium a accueilli des conférenciers orthodontistes qui ont partagé données scientifiques et leurs meilleures pratiques dans le traitement des cas de Classe II, plans de traitement pour patients deep bite et cas chirurgicaux, tant chez les adultes que chez les jeunes patients en croissance. Les participants ont pu assister à une conférence virtuelle, avec un programme de deux jours, et comprenant une liste de conférenciers praticiens et orthodontistes de classe mondiale, s'adressant aux participants depuis le confort de leur maison.

Align Technology a également offert aux participants l'occasion de se mettre en valeur en soumettant leurs cas cliniques les plus réussis pour le concours *Invisalign Symposium scientifique 2020*. Les cas ont été examinés par des pairs, et le cas le plus voté a été annoncé à la fin de l'événement le 16 mai. C'est le docteur Mercedes Revenaz, spécialiste orthodontiste de Bologne (Italie), qui a obtenu le plus grand nombre de votes et donc a été élue vainqueur pour son cas Invisalign. *Molto Bene !*

Ce symposium a été aussi l'occasion de présenter la dernière version de son logiciel de planification de traitement, ClinCheck. ClinCheck fournit aux praticiens un modèle 3D des mouvements prévisibles de la dentition, tout au long du traitement Invisalign. Le ClinCheck Pro 6.0 fait évoluer la planification numérique de traitement Invisalign vers le « Cloud », rendant ses outils et fonctionnalités de planification de traitement ClinCheck disponibles aux utilisateurs n'importe quand, n'importe où, sur n'importe quel ordinateur portable, PC ou tablette. Par ailleurs, la version inclut le nouvel outil de visualisation ClinCheck In-Face, un outil clinique numérique nettement amélioré, qui associe une photo du visage du patient et son plan de traitement 3D Invisalign, créant ainsi une vue personnalisée de ce à quoi pourrait ressembler son nouveau sourire. Outil pour le coup très intéressant lors de notre communication avec nos patients, pour leur faire visualiser les possibilités du traitement.

Le flux de travail du ClinCheck avec visualisation In-Face allie trois éléments de la plateforme de traitement numérique d'Align : Invisalign Photo Uploader pour les photos des patients, le scanner intraoral iTero pour saisir les données nécessaires au modèle 3D de la dentition du patient, et ClinCheck Pro 6.0.

Encore un peu de patience, cette nouvelle version devrait être disponible dans les prochaines semaines.

Toutes les informations relatives à ce symposium et sur la nouvelle version du logiciel de planification orthodontique ClinCheck sont sur www.aligntech.com ou sur www.invisalign.com.



AD

fdi  **SYDNEY 2021**
World Dental Congress

ADA
AUSTRALIAN DENTAL
ASSOCIATION

Sydney, Australia

26-29 September 2021
International Convention Centre



Educating for dental excellence
www.world-dental-congress.org

Formation sur la chirurgie guidée : le 20 novembre 2020

Une journée pour vous initier à l'utilisation d'un kit de chirurgie guidée.

Crown Ceram, laboratoire expert en CFAO reconnu pour la diversité de son offre et de son savoir-faire vous propose de participer à sa formation sur la chirurgie guidée.

– Matin :

Cas clinique. Les formateurs, Dr Philippe Levy et Dr Thierry Lachkar, rappelleront les grands principes opératoires en implantologie, les différences entre la chirurgie guidée pilote et complète et feront une chirurgie en direct extraction, implantation et mise en charge immédiate.

– Après-midi :

TP. La seconde partie de la formation sera consacré à un TP dirigé par le Dr Thierry Lachkar. Il aura pour but la présentation et manipulation de la trousse implantaire et la pose d'implants sur maquette.



L'implantologie en toute sérénité !

– Lieu :

Laboratoire Crown Ceram,
760 rue Auguste Scheurer Kestner,
68700 Aspach-Michelbach - France

– Date:

Le 20 novembre 2020 de 8h30 à 17h00.

– Tarif :

610 € TTC Repas, matériel chirurgical et supports inclus.

– Contact :

Fabrice Mairet, responsable de secteur Alsace
06 29 72 09 78 - f.mairet@crownceram.com.



ACTUS PRODUITS

Atteindre les zones les plus inaccessibles grâce à la brosse à dents sonique Hydrosonic Pro

Pour les personnes sous traitement orthodontique avec des appareils fixes, avoir une hygiène bucco-dentaire impeccable est un véritable défi. Les surfaces des brackets entravent l'élimination de la plaque dentaire et limitent les mécanismes d'auto-nettoyage naturels, tels que le flux de salive et les mouvements des muscles bucco-dentaires. La marque suisse de soins bucco-dentaires CURAPROX résout désormais le problème avec Hydrosonic Pro – une brosse sonique innovante qui atteint les zones les plus inaccessibles – uniquement disponible dans les cabinets dentaires.

Un double nettoyage

La technologie sonique de l'Hydrosonic Pro assure un double nettoyage : mécanique et hydrodynamique. « Grâce à son action de nettoyage hydrodynamique, le dentifrice et la salive qui entourent les dents de l'utilisateur rompent le biofilm et la plaque, même à l'endroit où les poils n'atteignent pas les surfaces dentaires difficiles d'accès en raison d'un traitement orthodontique, d'implants, de chevauchements et d'espaces inter dentaires et poches, causés par le début d'une parodontite ou d'une péri-implantite », déclare Ulrich P. Saxer, célèbre expert en parodontologie et soins dentaires préventifs, qui a contribué activement à la conception de l'Hydrosonic Pro.

Offrir aux patients des soins bucco-dentaires complets à domicile

Le kit de démarrage Hydrosonic Pro vous permet de conseiller les patients et de leur fournir des soins bucco-dentaires optimaux à domicile. Par la suite, les patients peuvent acheter l'Hydrosonic Pro dans la boutique

en ligne de CURAPROX, ou directement dans leur cabinet dentaire.

Le kit de démarrage inclut un présentoir, deux Hydrosonic Pro – une à exposer sur le présentoir et l'autre à tester, ainsi que des flyers sur le produit. Il comprend également des têtes de brosse, un étui de transport et une station de recharge avec câble et prise USB.

En commandant en ligne, vos patients bénéficient de la toute dernière technologie sonique avec trois têtes de brosse différentes : *sensitive*, pour les dents et les gencives sensibles *power*, pour les gencives saines et un brossage standard, et *single*, pour un nettoyage optimal des endroits difficilement accessibles, tels que les appareils dentaires et la ligne gingivale. La technologie CURACURVE, têtes de brosse incurvées pouvant atteindre les zones inaccessibles pour une brosse normale, et les fibres douces CUREN, vous garantissent un net-



toyage en profondeur mais en douceur des dents et des gencives.

Le nouveau kit de démarrage CURAPROX Hydrosonic Pro garantit des soins dentaires

optimaux pour les personnes sous traitement orthodontique ou simplement désireuses d'avoir des dents parfaitement propres.



is coming to
PRAGUE



20—23 May 2021

Prague, Czech Republic

www.ROOTS-SUMMIT.com

ADA CERP® | Continuing Education
Recognition Program

dti | Dental
Tribune
International

 **DT STUDY CLUB**
COURSES | DISCUSSIONS | BLOGS | MENTORING

 Tribune Group

Tribune Group GmbH is an ADA CERP Recognized Provider. ADA CERP is a service of the American Dental Association to assist dental professionals in identifying quality providers of continuing dental education. ADA CERP does not approve or endorse individual courses or instructors, nor does it imply acceptance of credit hours by boards of dentistry. Tribune Group GmbH designates this activity for **18.5 continuing education credits**. This continuing education activity has been planned and implemented in accordance with the standards of the ADA Continuing Education Recognition Program (ADA CERP) through joint efforts between Tribune Group GmbH and Dental Tribune International GmbH.

LE GUIDE CHIRURGICAL

L'IMPLANTOLOGIE EN TOUTE SÉRÉNITÉ



“Je ne conçois plus la pose d’implant sans chirurgie guidée. Aujourd’hui, je pose 100% de mes implants avec cette technique. Et les patients adorent”.

Dr Frédéric Joachim, Lille, France

3 MODES DE FONCTIONNEMENTS

1

NOUS NOUS OCCUPONS DE TOUT !

Faites nous parvenir une empreinte (physique ou numérique) et un CBCT et nous planifions le cas. Nous vous envoyons une proposition de planification pour validation et réalisons le guide.



Empreinte numérique ou physique > CBCT

2

VOUS PLANIFIEZ, NOUS NOUS OCCUPONS DU RESTE !

Nous vous équipons du logiciel de planification implantaire et vous planifiez la pose de l’implant. Vous nous envoyez le fichier et nous nous occupons du design et de la fabrication du guide.



Empreinte > Planification

3

VOUS PLANIFIEZ ET DESSINEZ LE GUIDE, NOUS L’IMPRIMONS POUR VOUS !

Toujours équipé du logiciel de planification implantaire, dans sa version complète, vous planifiez et désignez le guide et nous nous occupons de sa fabrication.



Empreinte > Planification > Design



LABORATOIRE CROWN CERAM

760 rue Auguste Scheurer Kestner
68700 Aspach-Michelbach

Adhésion de nanoparticules d'hydroxyapatite (HA) aux matériaux dentaires dans l'environnement buccal

Cintia Mirela Guimarães Nobre, Norbert Pütz et Matthias Hannig

Clinique de dentisterie opératoire, parodontologie et dentisterie préventive, hôpital universitaire de la Sarre, 66421 Homburg, Allemagne

Les nanoparticules d'hydroxyapatite (nano-HAP) suscitent une énorme attention dans le domaine des applications dentaires et leur adhésion à l'émail est bien établie. Il n'existe cependant aucun rapport concernant le comportement des HAP en présence d'autres matériaux dentaires, et la plupart des études menées dans ce domaine reposent sur des modèles *in vitro* qui ne tiennent pas compte des interactions entre l'apatite et la pellicule d'origine salivaire. Cette étude pilote *in situ* visait par conséquent à évaluer les effets de trois solutions à base d'hydroxyapatite et leurs interactions avec diverses surfaces de matériaux dentaires dans l'environnement buccal. À cet effet, deux volontaires ont porté des gouttières intra-orales sur lesquelles avaient été fixés des échantillons d'émail et de trois autres matériaux dentaires : titane, céramique et polyméthacrylate de méthyle (PMMA). Trois solutions aqueuses ont été préparées avec différentes formes et tailles de nano-HAP (HAP I, HAP II, HAP III) à une concentration de 5 %. Après une attente de trois minutes pour permettre la formation de la pellicule sur les matériaux, les volontaires ont utilisé 10 mL de solution pour rincer leur bouche durant 30 secondes. Un rinçage à l'eau a servi de contrôle. Les échantillons ont été vérifiés immédiatement après l'utilisation de la solution de rinçage, puis 30 minutes et deux heures plus tard. Des examens au microscope électronique à balayage (MEB) et au microscope électronique en transmission (MET) ont été réalisés pour caractériser les particules, et la MEB a permis d'évaluer les interactions entre les HAP et la pellicule. Les résultats MEB et MET ont montré de fortes variations dans la plage des tailles particulières utilisées. Après deux heures, une couche hétérogène de HAP était présente sur les surfaces d'émail, de titane, de céramique et de PMMA en contact avec le milieu buccal. Des structures en forme de pont étaient visibles entre les nano-HAP et la pellicule formée sur les surfaces d'émail, de titane et de PMMA. En conclusion, les nano-HAP peuvent adhérer non seulement à l'émail, mais également aux surfaces dentaires artificielles dans l'environnement buccal. L'étude a démontré que la pellicule acquise agit comme un pont entre les nano-HAP et la surface des matériaux.

Introduction

L'application de nanoparticules d'hydroxyapatite (nano-HAP) en dentisterie a suscité une énorme attention au cours des dernières années.¹⁻⁴ L'hydroxyapatite ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) est une céramique phosphocalcique et représente le principal composant minéral de l'émail dentaire, le tissu dur qui forme la couche externe d'une dent humaine. Sa structure est celle d'une cristallite caractérisée par une morphologie aciculaire et représentant plus de 90 % de la composition minérale de l'émail.⁵⁻⁷ Les nano-HAP synthétiques sont considérées comme morphologiquement et structurellement similaires aux cristaux d'apatite de l'émail et sont donc dotées d'une excellente biocompatibilité.^{1,5,6} Selon une analyse de la documentation effectuée récemment par M. Eppe, les HAP, qui sont un matériau non toxique et non immunogène, ne présentent aucun effet indésirable pour la santé humaine lorsqu'elles sont appliquées à des doses appropriées.⁸ D'autres caractéristiques qui en font un matériau biomimétique attrayant sont notamment sa haute énergie de surface, son excellente solubilité et sa bioactivité optimale.^{6,8,9} Les nano-HAP trouvent donc de plus en plus leur place dans diverses applications dentaires. Par exemple, en dentisterie restauratrice et préventive, il est possible d'utiliser les HAP pour reminéraliser les premières lésions carieuses de l'émail et par conséquent de protéger les dents contre la carie et l'érosion dentaire.^{7,10-13} En raison de ses propriétés, l'hydroxyapatite est ajoutée à la composition de dentifrices et de solutions de rinçage pour la compléter, non seulement comme matériau de réparation de l'émail lésé, mais

aussi comme agent de polissage, d'éclaircissement dentaire et de désensibilisation.^{5,7,14-16} Les données de la littérature prouvent en outre que la taille et la forme des particules d'hydroxyapatite jouent un rôle important qui influe sur leurs propriétés et les applications.¹⁷ On trouve sur le marché plusieurs sortes de HAP synthétiques sous forme de poudres brutes, mais selon les dernières publications, les poudres qui contiennent des particules de petite dimension obtiennent de meilleurs effets reminéralisants.^{15,16,18,19}

Bien que la plus grande partie de la littérature corrobore les propriétés prometteuses des nanoparticules d'hydroxyapatite, les résultats sont très divergents.⁷ Alors qu'un nombre croissant d'essais révèlent la capacité des nano-HAP à réparer l'émail,^{1,2,19-21} d'autres études n'indiquent aucune différence entre les effets reminéralisants obtenus avec un traitement par nano-HAP et un traitement fluoré standard, et certaines des études annoncent même des résultats moins efficaces.^{3,11,22} Ces conclusions très variables pourraient être liées à la méthodologie mise en œuvre. La plupart des études sur l'utilisation des nanoparticules d'hydroxyapatite dans les produits de soins bucco-dentaires sont des modèles *in vitro* dont les résultats sont limités. Cette méthodologie ne reproduit pas les conditions intraorales réelles en raison de divers facteurs de nature individuelle, tels que le flux salivaire, la nutrition, ou les bactéries présentes dans la cavité orale.²³

De plus, presque tous les résultats *in vitro* concernent l'interaction directe entre les HAP et la surface de l'émail.^{1,2,4,17} Dans l'environnement buccal cependant, une couche protéique appelée « pellicule exogène ac-

quise » se forme immédiatement sur toute surface exposée à l'environnement intra-oral. La pellicule exogène acquise est définie comme un film acellulaire exempt de bactéries, composé de nombreuses molécules salivaires, notamment des protéines, glycoprotéines, mucines, immunoglobulines, lipides, composants bactériens et autres macromolécules.²³⁻²⁵ La pellicule agit comme une barrière protectrice, présente une fonction lubrifiante, et modifie également l'énergie libre et les charges de la surface des matériaux.²⁵ La nature de l'interaction entre la pellicule et l'apatite est donc la première étape à franchir pour comprendre les mécanismes qui sous-tendent les effets supposés des nano-HAP dans l'environnement buccal. Un modèle d'étude *in situ* est la méthode la mieux indiquée pour évaluer cette interaction puisqu'un tel modèle reproduit les conditions orales réelles et mène ainsi à un résultat plus fiable.

Très peu d'études *in situ* ont été menées sur l'utilisation des particules d'hydroxyapatite sous forme de produit buccal, mais toutes montrent systématiquement que les HAP augmentent les effets protecteurs de la pellicule contre l'érosion²⁶ et qu'il est donc possible de les utiliser comme agent reminéralisant.²⁷⁻²⁹ De récentes publications d'études *in situ* indiquent également que les solutions de rinçage à base de nano-HAP peuvent réduire l'adhésion initiale des bactéries sur l'émail sans les tuer. Ce phénomène est causé par un effet anti-adhésion qui contrarie la formation du biofilm sur les surfaces amélaire et peut donc agir à la manière d'un agent biomimétique régulateur du biofilm.^{9,30} Des études supplémentaires *in situ/in vivo* sont cependant nécessaires

pour clarifier les interactions entre les HAP et la pellicule, ainsi que le mécanisme d'action de l'hydroxyapatite.

Étant donné que la formation de la pellicule n'est pas limitée à l'émail, une autre question utile porte sur l'adhésion éventuelle des HAP à d'autres matériaux dentaires, ce qui élargirait leurs utilisations avantageuses aux surfaces dentaires artificielles couramment employées pour les restaurations buccales. Cette étude pilote *in situ* visait donc à évaluer la possibilité d'une adhésion des nano-HAP sur différentes surfaces de matériaux dentaires dans l'environnement buccal, et à évaluer les effets de trois poudres de HAP différentes. Nous avons également examiné s'il existait des différences entre les interactions HAP-pellicule sur l'émail et d'autres substrats dentaires, tels que le titane, le polyméthacrylate de méthyle et la céramique.

Matériel et méthodes

Cette étude pilote *in situ* a été menée chez deux volontaires sains âgés de 30 à 35 ans. Les critères d'inclusion étaient une bonne santé bucco-dentaire sans signes de gingivite, de caries ou de débit salivaire non physiologique ;³¹ aucune affection systémique ; pas de prise d'antibiotiques ou d'un traitement parodontal, quel qu'il soit, au cours des 6 derniers mois ; non-fumeur ; ni grossesse ni allaitement en cours ; et pas de port d'appareils orthodontiques. Le protocole d'étude a été approuvé par le comité d'éthique médicale de l'Association médicale de la Sarre, Allemagne (no 283/O3-2016), et un consentement éclairé écrit a été obtenu chez les sujets.

	Entreprise	Pays	Taille moyenne (%)	Configuration
HAP I	Eprui	Chine	40 nm	Aciculaire
HAP II	Kalichem	Italie	100 nm	Aciculaire
HAP III	Sigma Aldrich	Allemagne	< 200 nm	Sphérique

Tableau 1 : Spécification des poudres de particules d'hydroxyapatite selon les indications du fabricant.

1 – Solutions analysées

Des nanoparticules d'hydroxyapatite (nano-HAP) de différentes tailles ont été utilisées pour la solution d'essai (Tableau 1). La taille des particules a été vérifiée par microscopie électronique à balayage (MEB) et microscopie électronique en transmission (MET). La solution d'essai à base de HAP a été préparée par mélange de 0,5g dans 10 mL d'eau bidistillée. La solution de rinçage à l'eau (10 mL) a servi de contrôle négatif. Les sujets ont utilisé les diverses solutions de rinçage à des semaines différentes pour éviter des interférences entre les solutions d'essai et de contrôle, et prévenir ainsi la survenue d'un effet croisé. Selon notre protocole, la première solution utilisée par chaque volontaire était le contrôle aqueux. Une semaine plus tard, les solutions d'essai à base de HAP ont été introduites dans l'ordre suivant : HAP I, HAP II et HAP III ; tout en respectant également une fenêtre thérapeutique de deux semaines entre chacune d'elles.

2 – Échantillons

Outre l'émail dentaire, d'autres matériaux couramment utilisés dans les dispositifs de restauration bucco-dentaire ont été évalués : le titane (le matériau le plus courant dans les implants dentaires), les céramiques feldspathiques (utilisées comme matériau de restauration dentaire), et la résine de polyméthacrylate de méthyle (matériau courant dans la base des prothèses).

a. Échantillons d'émail :

Des plaquettes carrées d'émail ayant environ 5 mm de long et 1 mm d'épaisseur ont été préparées à partir d'incisives bovines. Ensuite, elles ont subi un ponçage standard au moyen de papier abrasif (grains de 240 à 2500 pour MEB et MET), et la boue dentinaire a été éliminée selon la technique de nettoyage normalisée décrite ci-dessous.³⁰ Les échantillons ont d'abord été lavés à l'hypochlorite de sodium (NaOCl) à 3% pendant trois minutes, puis passés aux ultrasons dans de l'eau distillée durant cinq minutes. Ensuite, ils ont été désinfectés dans de l'éthanol à 70 % pendant quinze minutes. Et enfin, les échantillons ont été lavés à l'eau stérile et conservés à 4 °C dans de l'eau stérile pendant 24 heures.

b. Échantillons de titane :

Des disques en titane (Ti) présentant une surface microstructurée par sablage et mordantage à l'acide (SLA) et une rugosité moyenne de surface (Ra) de 2 µm, de grade 2, ont été fournis par Dentsply Implant Systems (Dentsply Sirona, Mannheim, Allemagne), diamètre de 5 mm, hauteur de 1 mm. Les disques en Ti ont été polis par un ponçage humide à l'aide de papier abrasif (grains de 800 à 4000). Pour éliminer la boue dentinaire résultante et assurer une désinfection, les disques en Ti ont été immergés dans de l'isopropanol (70%) pendant dix minutes, puis lavés à l'eau distillée.

c. Échantillons de céramique :

Des plaquettes carrées/rectangulaires en céramique, d'une longueur de 5 mm et d'une épaisseur de 1 mm environ, ont été préparées à partir de blocs de céramique feldspathique (VITABLOCS Mark II de VITA

Zahnfabrik, Allemagne). Ces plaques ont été poncées à l'aide de papier abrasif (grains de 240 à 4000). Pour assurer le nettoyage et la désinfection, les échantillons en céramique ont été immergés dans de l'isopropanol (70 %) pendant quinze minutes, puis lavés à l'eau distillée.

d. Échantillons de PMMA :

Une résine de polyméthacrylate de méthyle (PMMA), d'un diamètre de 5 mm et d'une épaisseur de 1 mm, a été préparée au moyen d'un kit de résine autopolymérisante (poudre et monomère) Paladent (Kulzer, Allemagne), selon les indications du fabricant, et d'une technique prothétique utilisée à l'université de la Sarre. La résine a été poncée au moyen de papier abrasif (grain de 1200 à 4000) et nettoyée selon le protocole décrit ci-dessous. Les échantillons ont subi trois traitements par ultrasons (chaque fois dix minutes), deux fois dans de l'isopropanol à 70 % et une fois dans de l'eau stérile. Enfin, les échantillons ont été séchés avant de les fixer aux gouttières.

3 – Exposition buccale

Pour évaluer l'interaction éventuelle entre les particules d'hydroxyapatite et la pellicule exogène acquise, les échantillons ont été montés dans des gouttières maxillaires individualisées (Fig. 1). Ils ont été préparés à partir de feuilles de méthacrylate d'une épaisseur de 1,5 mm, couvrant la zone des prémolaires à la première molaire. Des perforations dans les faces vestibulaires des gouttières ont été réalisées, pour fixer le matériau à empreinte en polysiloxane de vinyle dans lequel chaque matériau avait été introduit. Avant l'utilisation des gouttières, les volontaires ont brossé leurs dents sans dentifrice et les ont simplement rincées à l'eau courante, afin d'éviter de possibles interférences avec les composants d'un dentifrice. Après l'insertion intra-orale des gouttières munies de trois échantillons sur chaque côté (total de six échantillons du matériau sélectionné), un rinçage unique (30 secondes) avec 10 mL de la solution choisie (HAP I, HAP II, HAP III, ou eau) a été effectué après un temps d'attente de trois minutes, pour permettre à la pellicule de se former. Un échantillon a été prélevé sur chaque côté, immédiatement après l'utilisation de la solution de rinçage, puis 30 minutes et 120 minutes plus tard. Après chaque prélèvement, les échantillons ont été rincés à l'eau distillée, pour éliminer les particules non adsorbées. Ensuite, les échantillons ont été préparés pour l'examen au microscope électronique à balayage (MEB). Chaque volontaire a porté la gouttière durant deux heures, entre dix et douze heures. L'utilisation de la gouttière portant les six échantillons a été répétée pour chacun des quatre matériaux et chacune des quatre solutions analysées, ce qui a mené à un total de 96 échantillons par volontaire.

4 – Microscopie électronique à balayage

Afin de caractériser la taille et la forme des particules des différentes poudres, les solutions de HAP I, HAP II et HAP III ont été directement appliquées sur le porte-échantillon MEB (une plaque d'aluminium) et analysées par MEB et spectroscopie à rayons X à dispersion d'énergie (EDS), au moyen du microscope XL30 ESEM FEG (FEI,

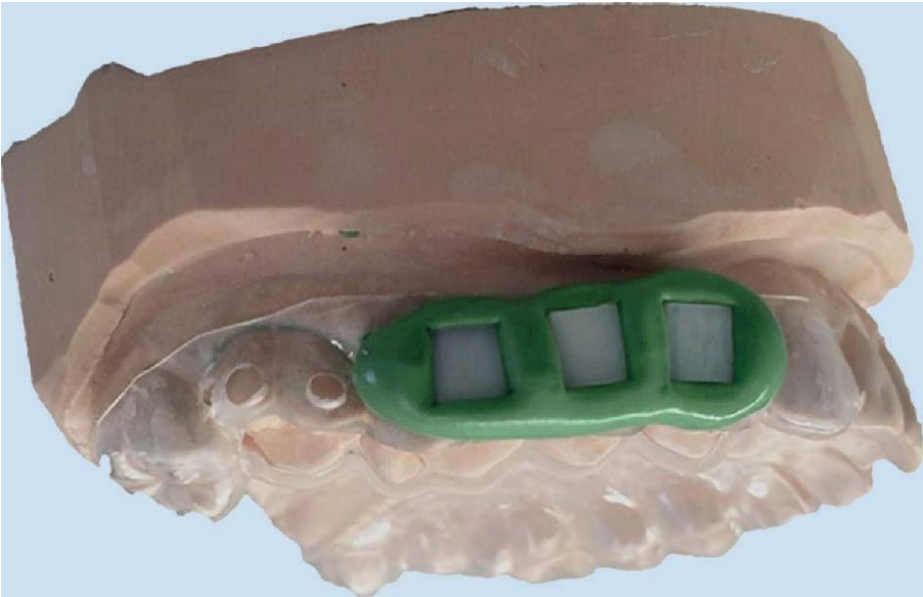


Fig. 1 : Gouttière intra-orale maxillaire pourvue de plaques d'émail.

Eindhoven, Pays-Bas), sous un grossissement de 20 000 fois et à une tension d'accélération de 5 kV et 10 kV. Les échantillons exposés à l'environnement buccal ont été préparés pour l'analyse MEB, afin d'examiner l'étendue de la pellicule à différents moments suivant l'utilisation de la solution de rinçage, ainsi que ses liens avec les particules d'hydroxyapatite. Après l'exposition buccale, les échantillons ont été lavés à l'eau stérile, puis fixés au glutaraldéhyde à 2% (1 mL dans un tampon de cacodylate 0,1M) durant deux heures à 4 °C. Enfin, les spécimens ont été séchés à l'air pendant la nuit, à température ambiante dans la chambre à circulation d'air. Le lendemain, les échantillons ont été revêtus de carbone par pulvérisation cathodique et analysés par MEB et spectroscopie à rayons X à dispersion d'énergie (EDS), au moyen d'un microscope XL30 ESEM FEG (FEI, Eindhoven, Pays-Bas), successivement à une tension d'accélération de 5 kV puis de 10 kV, sous un grossissement atteignant 20 000 fois.

5 – Microscopie électronique en transmission

Pour évaluer la taille des particules, des solutions de nano-HAP à 5 % ont été préparées à partir de chaque poudre. Celles-ci ont été appliquées directement sur des grilles en cuivre revêtues de Pioloform et analysées avec le microscope MET Tecnai 12 Biotwin (FEI, Eindhoven, Pays-Bas) sous un grossissement atteignant 100 000 fois. Un autre essai a également été effectué pour confirmer la présence de la pellicule. Les volontaires ont porté les mêmes gouttières munies de deux échantillons d'émail seulement (un sur chaque côté), puis effectué un rinçage unique durant 30 secondes avec 10 mL de solution de HAP II, après avoir attendu trois minutes pour permettre à la pellicule de se former. Les échantillons ont été retirés de la cavité orale 30 minutes après l'utilisation de la solution de rinçage. Immédiatement après le retrait des gouttières de la bouche, les échantillons ont été lavés à l'eau stérile pour éliminer les bactéries qui y étaient présentes. Les spécimens ont été placés dans des tubes de 1,5 mL contenant 1 mL d'une solution de fixation à base de glutaraldéhyde à 1% et maintenus à 4 °C durant une heure. Après cette première fixation, les échantillons ont été lavés quatre fois avec un tampon de cacodylate 0,1M, chaque fois dix minutes, et conservés à 4 °C dans le tampon de cacodylate. Les échantillons ont ensuite été fixés dans du tétr oxyde d'osmium durant une heure, dans une chambre sombre à température ambiante, puis lavés cinq fois pendant dix minutes à

l'eau distillée et immergés dans de l'éthanol à 30 % pendant une nuit. Après la préparation pour l'analyse MET, ils ont été déshydratés à température ambiante, dans des bains successifs d'éthanol à 50 % (2 x 10 min), 70 % (2 x 20 min), 90 % (2 x 30 min) et 100 % (2 x 30 min). Pour terminer, ils ont été plongés dans deux bains d'acétone à 100 %, chaque fois 30 minutes, et maintenus toute une nuit dans un mélange d'acétone/Araldite (Agar Scientific, Stansted, Royaume-Uni) contenant 3 % d'un accélérateur (mélange A), à température ambiante. Le lendemain, le mélange A a été éliminé et un second mélange (mélange B) a été préparé (mélange d'Araldite avec 2 % d'accélérateur). Les échantillons ont été laissés de nouveau toute une nuit dans le mélange B, dans la chambre à circulation d'air à température ambiante. Ensuite, un nouveau mélange B a été utilisé pour remplir les récipients servant à l'inclusion des échantillons et le tout a été mis à polymériser pendant 48 h dans une étuve à 65 °C.

Des coupes ultrafines ont finalement été réalisées au moyen d'un ultramicrotome équipé d'un couteau diamant (Leica EM UC7, Allemagne) et placées sur des grilles de cuivre revêtues de Pioloform. Elles ont été colorées avec des solutions aqueuses d'acétate d'uranyle et de citrate de plomb, à température ambiante. Après un lavage intensif à l'eau distillée, les biofilms pouvaient être analysés au microscope MET Tecnai 12 Bio Twin (FEI, Eindhoven, Pays-Bas) sous un grossissement atteignant 100 000 fois.

Résultats et discussion

Cette étude pilote a, pour la première fois, prouvé qu'il est possible d'accumuler des nano-HAP sous forme de cristallite et de sphères sur la surface de l'émail naturel, mais aussi sur diverses surfaces dentaires artificielles présentes dans l'environnement buccal, et la pellicule peut jouer un rôle important dans le mécanisme d'adhésion des particules.

1 – Échantillons d'émail

Cette étude a utilisé de l'émail d'origine bovine. Au cours des dernières décennies, diverses raisons ont en effet mis un frein à l'utilisation de dents humaines pour la recherche, notamment la complexité de la normalisation, la difficulté d'obtenir des quantités suffisantes et surtout la question éthique.^{32, 33} Le recours aux dents d'animaux est donc apparu comme une alternative. L'émail bovin présente des similitudes avec l'émail humain au regard de la composition minérale, de la densité et de la structure. Il

est également facile de se procurer les dents bovines en grande quantité et leurs caractéristiques sont uniformes. De plus, leur taille plus grande et leur surface plus plate facilitent leur manipulation.^{4, 32, 34}

2 – Particules d'hydroxyapatite

Les études déjà publiées démontrent que la taille et la forme des particules et des agrégats influencent les propriétés des HAP et leurs applications. La taille des particules est en outre un facteur clé pour l'adhésion sur l'émail.^{4, 15, 16, 18} Dans une étude *in vitro*, Li et al. ont suggéré qu'un diamètre de 20 nm des cristallites de HAP était la meilleure dimension pour les applications nano-HAP.¹⁷ Partant de l'hypothèse que les nanoparticules plus petites (HAP I) devraient produire de meilleurs résultats quant à l'adhésion, la présente étude a évalué trois poudres d'hydroxyapatite contenant des particules dont la taille moyenne était à l'échelle du nanomètre. La taille des particules de chaque poudre d'hydroxyapatite a été analysée par MEB et MET. HAP I et HAP II se situaient dans une petite fourchette de tailles et présentaient une certaine uniformité dimensionnelle des particules. Les particules HAP I variaient de 30 nm à 70 nm (Fig. 2) et les particules HAP II de 60 à 120 nm (Fig. 3). HAP III présentaient les écarts de taille les plus importants, allant de particules de 50 nm à des particules même plus grosses que 1 µm (Fig. 4). Ces variations dimensionnelles des particules de chaque poudre d'hydroxyapatite utilisée dans cette étude montraient une certaine similitude. Par conséquent, il n'a pas été possible d'évaluer en détail l'influence de la taille des particules d'apatite sur leur comportement d'adhésion dans l'environnement buccal. Nos résultats indiquent que de meilleures méthodes de synthèse des HAP doivent être mises en œuvre pour standardiser la taille des particules.

En ce qui concerne les caractéristiques morphologiques des HAP, nos analyses MEB et MET ont confirmé les structures de type cristallite des HAP I et HAP II (Figs. 2 et 3). La figure 4 présente une majorité de HAP III sphériques, mais sur l'image MET, on observe également des structures non globulaires. Les HAP III sont donc principalement composées de particules sphériques et de quelques particules aciculaires. Chose étonnante, dans cette étude, les particules sphériques ont adhéré sur chaque surface de la même façon que les particules aciculaires. Les essais *in vitro* ont révélé que les cristallites de HAP ont une meilleure adhésion à l'émail, car leur morphologie est similaire aux unités élémentaires de l'émail naturel.^{4, 17} Mais une autre étude *in vitro* a montré que les nano-HAP sphériques étaient dotées d'un excellent potentiel de reminéralisation de l'émail.¹ À notre connaissance, ceci est la première étude *in situ* étude qui compare les effets des nano-HAP sphériques avec ceux des nano-HAP de type cristallite, et elle a montré que les deux formes peuvent adhérer à la pellicule formée *in situ* sur différents matériaux dentaires.

De plus, indépendamment de leurs tailles et formes, les trois hydroxyapatites analysées avaient tendance à s'agglomérer en solution aqueuse (Figs. 2–4) pour former des agrégats de tailles différentes et de formes irrégulières. Des particules isolées ont été observées plus fréquemment dans la solution de HAP III et présentaient clairement une forme sphérique. Les HAP I et II n'ont que rarement permis d'observer des cristallites individuelles en solution aqueuse. Cette tendance à former des agrégats pourrait être liée à la structure dipolaire de la molécule

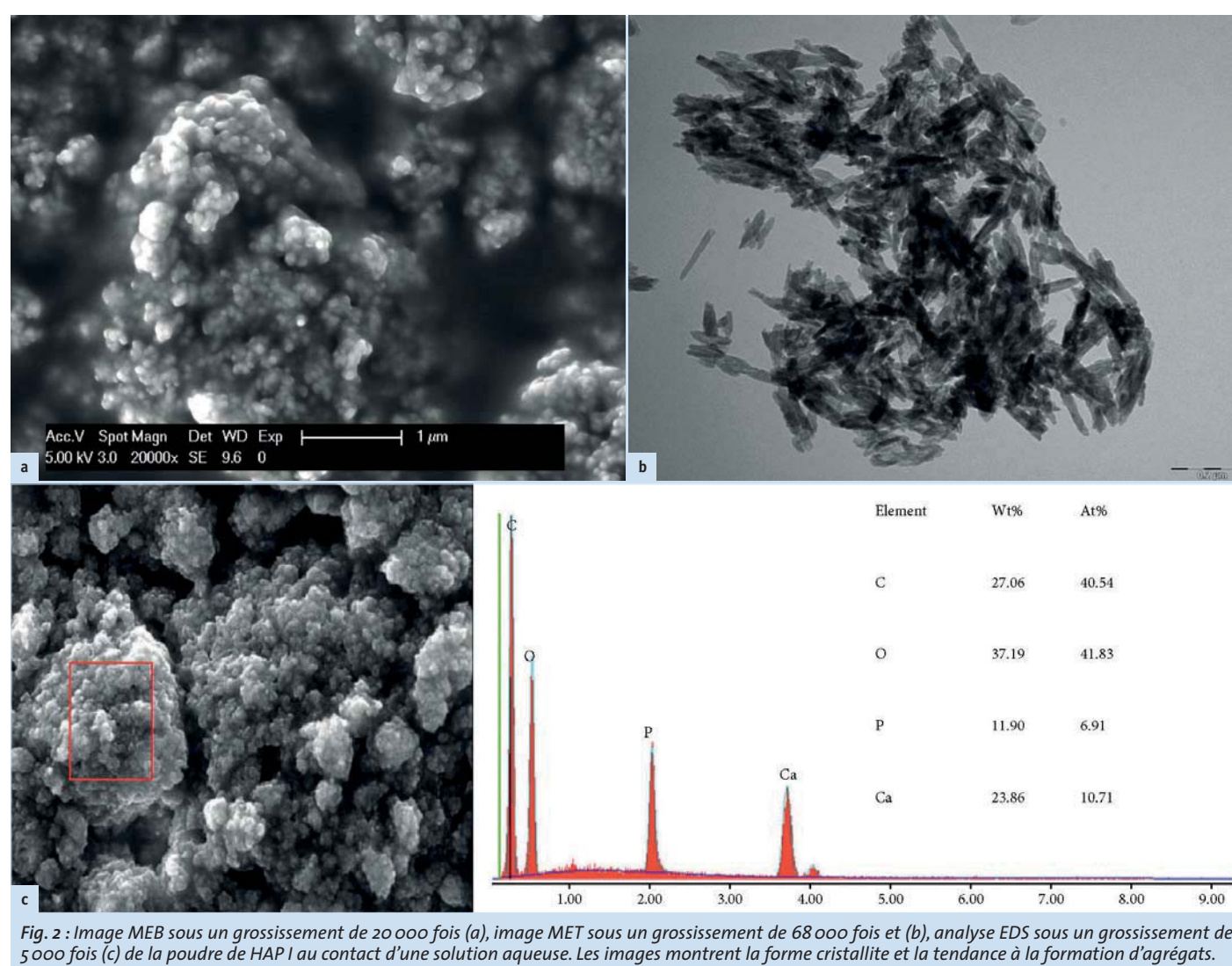


Fig. 2 : Image MEB sous un grossissement de 20 000 fois (a), image MET sous un grossissement de 68 000 fois et (b), analyse EDS sous un grossissement de 5 000 fois (c) de la poudre de HAP I au contact d'une solution aqueuse. Les images montrent la forme cristallite et la tendance à la formation d'agrégats.

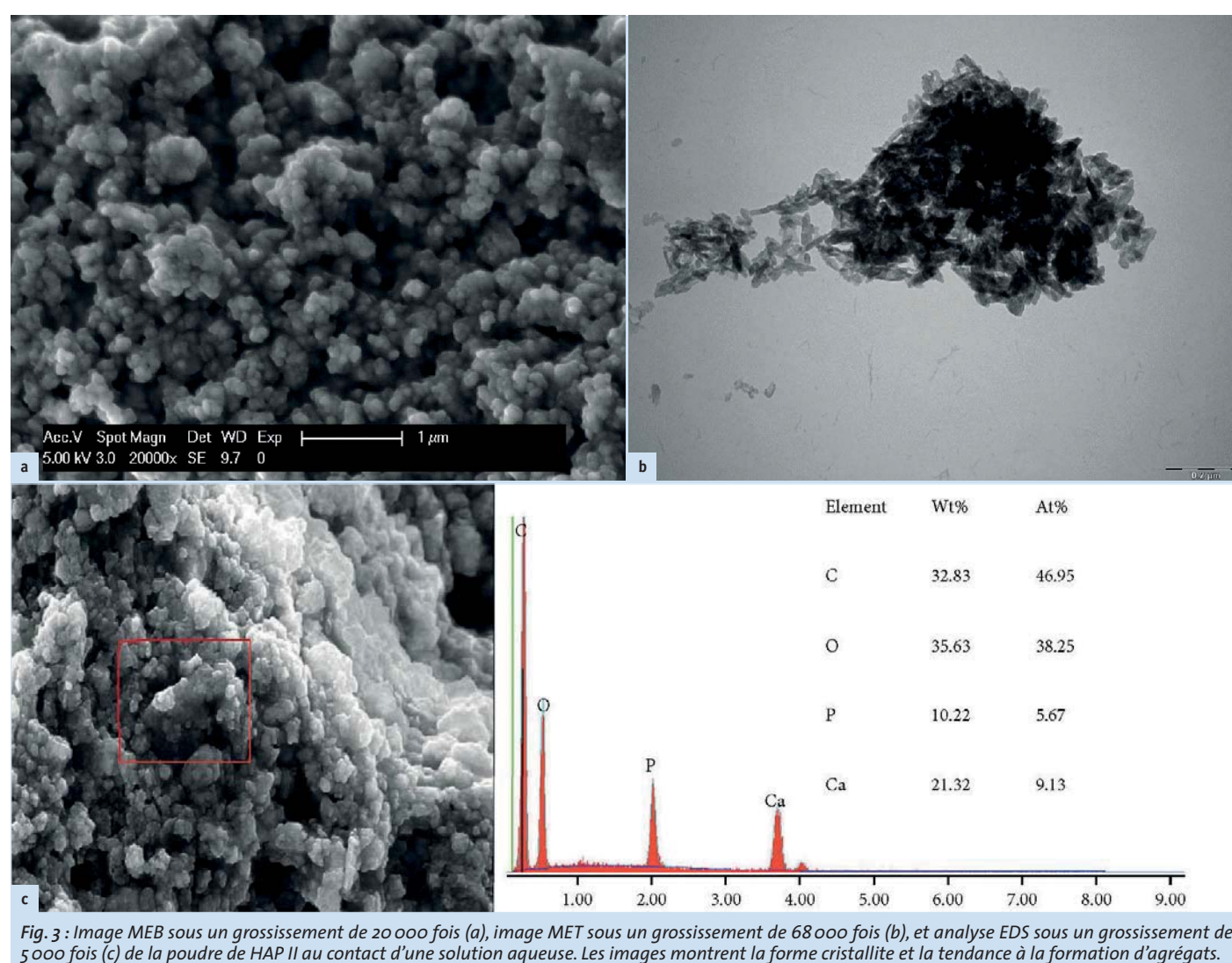


Fig. 3 : Image MEB sous un grossissement de 20 000 fois (a), image MET sous un grossissement de 68 000 fois et (b), analyse EDS sous un grossissement de 5 000 fois (c) de la poudre de HAP II au contact d'une solution aqueuse. Les images montrent la forme cristallite et la tendance à la formation d'agrégats.

d'hydroxyapatite et par conséquent aux forces électrostatiques et de Van der Waals entre les particules.³⁰ Un autre résultat commun à toutes les solutions analysées a été la diminution avec le temps de la quantité de particules d'hydroxyapatite et de la taille des agrégats sur chacune des surfaces des matériaux (Figs. 5–8). Ce modèle peut être expli-

qué par le processus d'adsorption et de désorption qui se déroule en permanence dans la cavité orale.²⁵ Après le rinçage avec les solutions de HAP, les particules et les agrégats sont déposés sur la surface des matériaux. Avec le temps, ces particules se dissolvent dans la salive. De ce fait, les forces de cisaillement intra-orales contribuent à une déstabi-

lisation des particules qui mène à la formation de petits agrégats et de particules individuelles, dont une partie est réadsorbée dans la pellicule ou déglutée. La dissolution continue des nanoparticules d'hydroxyapatite qui se produit également, intensifie ces résultats. Les agrégats plus importants sont aussi davantage exposés aux forces de cisail-

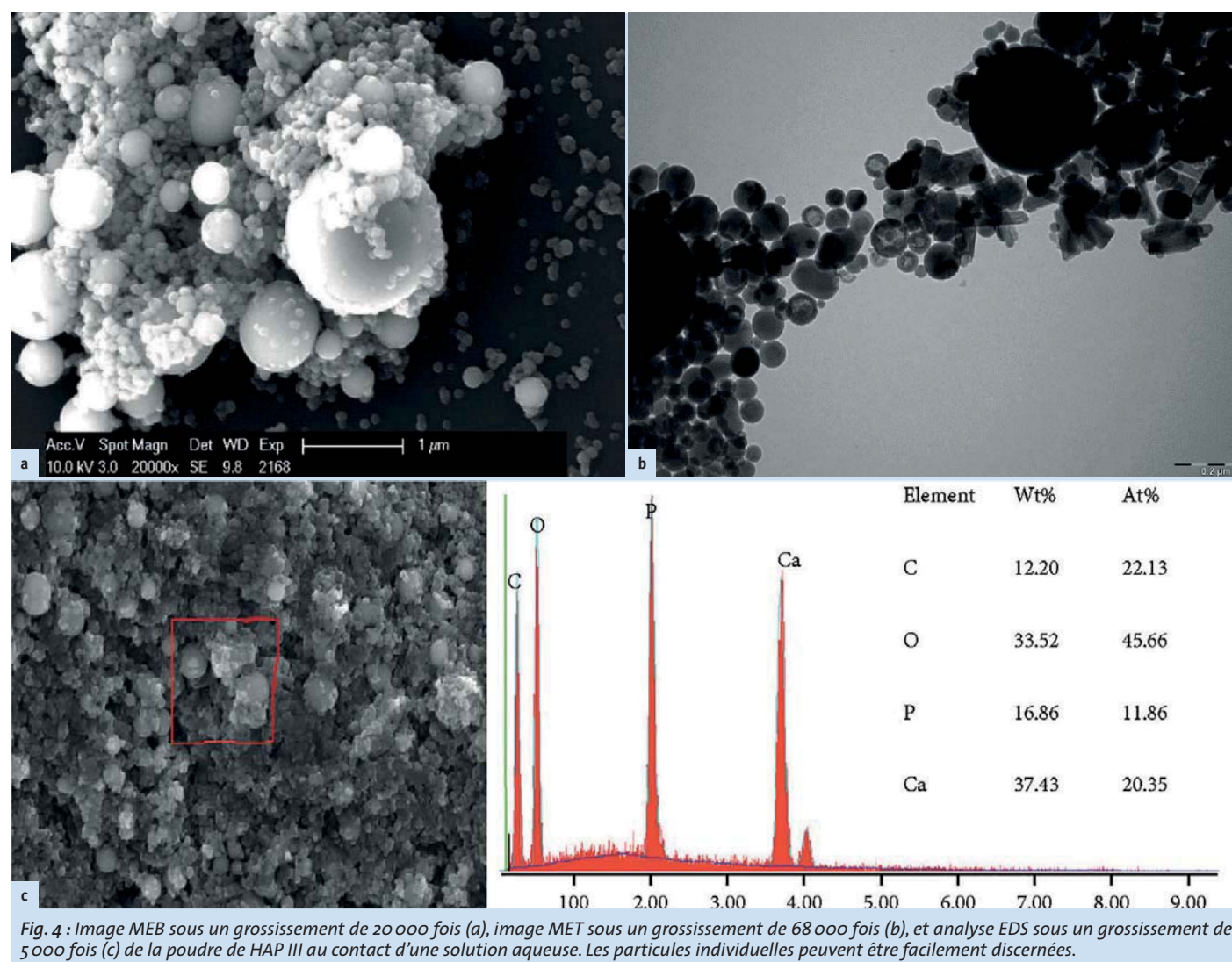


Fig. 4 : Image MEB sous un grossissement de 20 000 fois (a), image MET sous un grossissement de 68 000 fois (b), et analyse EDS sous un grossissement de 5 000 fois (c) de la poudre de HAP III au contact d'une solution aqueuse. Les particules individuelles peuvent être facilement discernées.

lement, à l'élimination de la surface des matériaux et à une déglutition subséquente.^{4,16}

3 – Efficacité d'adhésion de l'hydroxyapatite

Les micrographies MEB des échantillons rincés à l'eau (contrôle) (Figs. 5–8) ont révélé une couche mince et inégale, présentant des structures globulaires sur toutes les surfaces après trois minutes d'exposition intra-orale. Une analyse MET des échantillons sélectionnés a été réalisée pour vérifier la présence d'une pellicule à la surface des spécimens. L'image MET (Fig. 9) confirme la présence de la pellicule exogène acquise sur les spécimens. Après 30 minutes, la pellicule avait continué de s'étendre sur les quatre matériaux analysés et une surface d'aspect presque totalement nouveau s'était formée après deux heures, composée d'agrégats de protéines salivaires de forme globulaire. La formation de la pellicule exogène acquise lors de l'essai de contrôle a évolué en accord avec les données de la littérature selon lesquelles l'adsorption des protéines et la for-

mation subséquente de la pellicule salivaire commencent quelques secondes après l'exposition d'un matériau à l'environnement buccal.²⁵

Les interactions protéines-protéines continuent et une pellicule protéique plus épaisse et plus homogène est visible après 30 et 120 minutes. La quantité de protéines absorbées a donc augmenté avec le temps dans tous les échantillons analysés. Selon la littérature, le développement de la pellicule exogène acquise atteint un plateau après 30 à 90 minutes et sa pleine épaisseur une heure ou deux après.²⁵

Lors de l'application des solutions de nano-HAP à 5 %, la distribution des nanoparticules s'était déroulée aléatoirement sur toutes les surfaces des échantillons (Figs. 5–8). Immédiatement après l'utilisation de la solution de rinçage, la plupart des échantillons présentaient une surface hétérogène, recouverte avec des particules et des agrégats dont la taille et la forme variaient considérablement. HAP I et HAP II ont pro-

duit de grands agrégats mesurant jusqu'à 4 µm. La couche de HAP III montrait une meilleure répartition sur toutes les surfaces des matériaux immédiatement après l'utilisation de la solution de rinçage. Trente minutes après le rinçage, le nombre de particules fixées avait diminué et on pouvait observer un plus grand nombre de particules dispersées sur l'image MEB ; toutefois, des agrégats de plus petite taille étaient également visibles. Étonnamment, presque toutes les nanoparticules ont été éliminées des échantillons de titane rincés avec la solution de HAP I. Finalement, deux heures après l'utilisation de la solution de rinçage, des particules de plus petite taille étaient visibles sur les images MEB (Figs. 5–8) et on pouvait encore observer de petits agrégats. Par contre, des particules et des agrégats d'une taille supérieure à 1 µm étaient rarement présents. La quantité et la taille des agrégats d'hydroxyapatite sur chaque surface des matériaux a diminué avec le temps. Jin et al. ont également rapporté l'influence

de la taille des HAP dans le cadre d'un essai *in vitro* ayant démontré que les particules de la taille du nanomètre (<1 µm) adhéraient mieux à l'émail.¹⁶ L'étude *in situ* de Kensche et al. n'a aussi montré que des microagrégats isolés deux heures après l'utilisation d'une solution de rinçage.³⁰ En raison de la surface de contact plus importante, des particules et des agrégats de plus petite taille devraient donc mieux adhérer aux composants de la pellicule. En résumé, après deux heures d'exposition intra-orale, tous les échantillons présentaient une couche hétérogène et parsemée de nano-HAP en contact avec la pellicule externe. Un recouvrement homogène n'a pas pu être obtenu, probablement en raison des interactions complexes qui se produisent dans l'environnement intra-oral, ou en raison de la forme et de la taille des particules sélectionnées. Jusqu'à présent, les rares données *in situ* sur ce sujet mentionnent seulement l'adhésion entre les HAP et la surface de l'émail.^{9,30} D'après nos résultats cependant, on peut conclure que les nanoparticules d'hydroxyapatite adhèrent également à d'autres surfaces dentaires, telles que le titane, la céramique et le polyméthacrylate de méthyle, ce qui ouvre la voie à un domaine de recherche prometteur en dentisterie préventive. Cette étude comportait toutefois certaines limitations. La stabilité de ces interactions impliquées dans l'adhésion des particules d'apatite sur les différentes surfaces analysées n'a pas été évaluée sur de longues périodes. Une autre limitation évidente était le nombre de volontaires qui n'a pas permis de réaliser une analyse quantitative. Les raisons sous-tendant le choix du peu de participants sont liées au grand nombre d'utilisations de la gouttière par chaque volontaire. Il est par conséquent nécessaire de réaliser davantage d'essais *in vivo/in situ* avec un nombre plus élevé de sujets pour clarifier les mécanismes moléculaires fondamentaux des interactions entre la pellicule et l'apatite.

Les caractéristiques physiques et chimiques de chaque matériau influencent la formation de la pellicule et du biofilm, et pourraient également influencer sur le dépôt des HAP.³⁵ Les comparaisons entre tous les matériaux ont montré que l'accumulation des HAP sur les échantillons de céramique était la plus faible après deux heures (Fig. 7), tandis que les échantillons de PMMA contenaient le plus grand nombre de particules et d'agrégats au bout du même temps (Fig. 8). La porosité et les zones de rétention du PMMA expliquent son association à un dépôt plus important de HAP.^{36,37} Au regard des solutions de HAP utilisées, les HAP II et III se sont montrées plus efficaces pour recouvrir

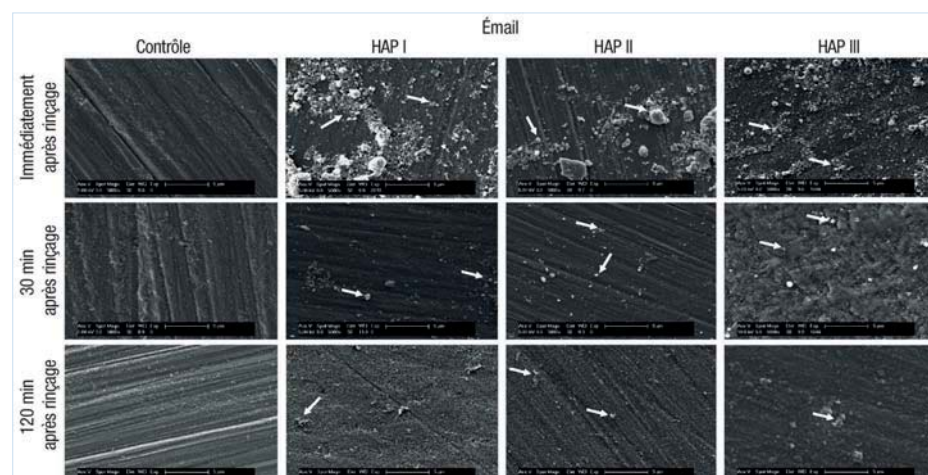


Fig. 5 : Micrographies MEB de la pellicule sous un grossissement de 5 000 fois et les nano-HAP sur les échantillons d'émail. La formation de la pellicule et les particules d'hydroxyapatite sont visibles à trois moments d'évaluation différents : immédiatement après l'utilisation de la solution de rinçage à base de HAP I, HAP II et HAP III à 5 %, puis 30 minutes et deux heures après. Les flèches blanches indiquent les HAP accumulées sur la surface de l'émail.

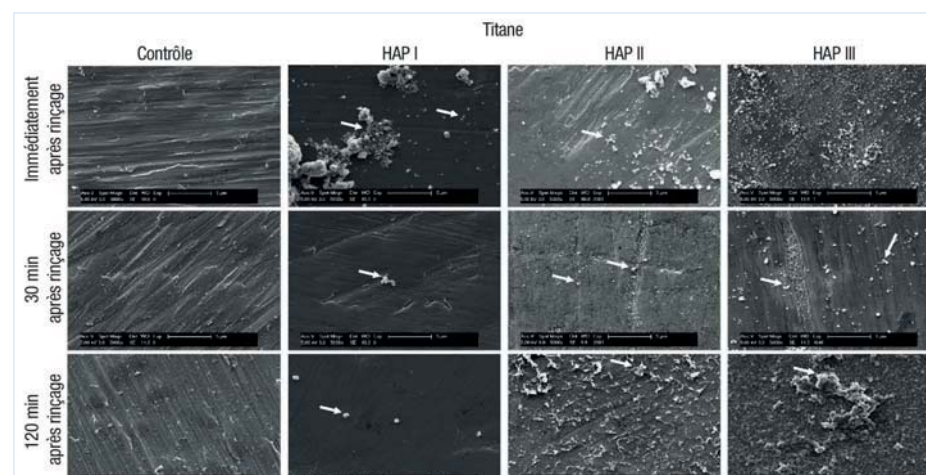


Fig. 6 : Micrographies MEB de la pellicule sous un grossissement de 5 000 fois et les nano-HAP sur les échantillons de titane. La formation de la pellicule et les particules d'hydroxyapatite sont visibles à trois moments d'évaluation différents : immédiatement après l'utilisation de la solution de rinçage à base de HAP I, HAP II, et HAP III à 5 %, puis 30 minutes et deux heures après. Les flèches blanches indiquent les HAP accumulées sur la surface de titane.

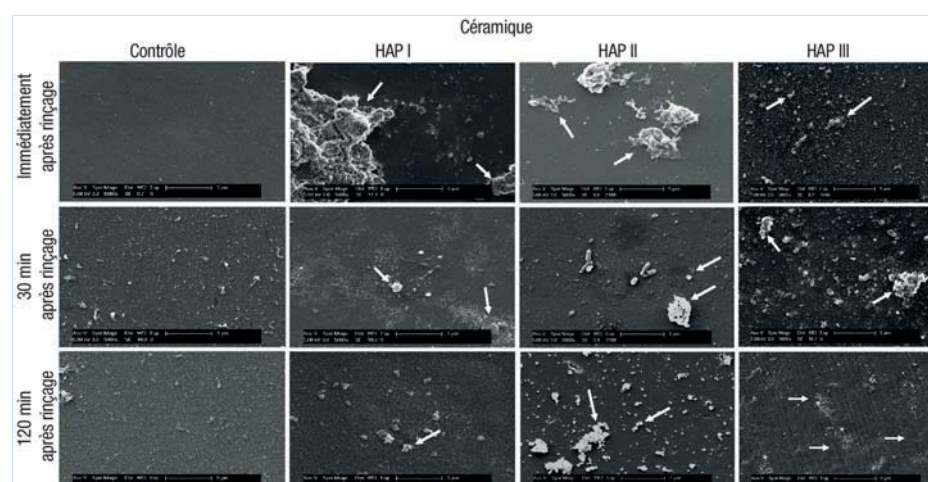


Fig. 7 : Micrographies MEB de la pellicule sous un grossissement de 5 000 fois et les nano-HAP sur les échantillons de céramique. La formation de la pellicule et les particules d'hydroxyapatite sont visibles à trois moments d'évaluation différents : immédiatement après l'utilisation de la solution de rinçage à base de HAP I, HAP II et HAP III à 5 %, puis 30 minutes et deux heures après. Les flèches blanches indiquent les HAP accumulées sur la surface de céramique. Les HAP III tendent à s'accumuler sur les irrégularités de surface après deux heures (astérisques blancs).

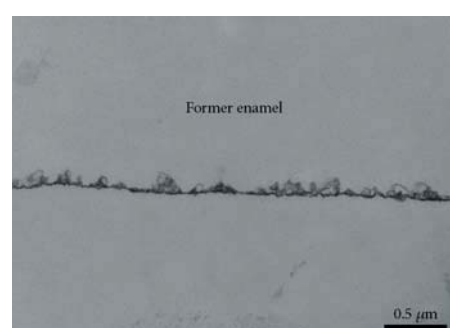


Fig. 9 : Micrographie MET à un grossissement de 30 000 fois montrant la présence de la pellicule formée après 30 minutes sur l'échantillon d'émail rincé avec une solution de HAP II. La pellicule apparaît comme une couche continue et dense aux électrons. L'émail a été dissous en raison de la déminéralisation des spécimens et n'est donc plus visible sur l'image MET.

les échantillons de titane alors que les particules d'hydroxyapatite de HAP I étaient presque absentes. Sur les surfaces d'émail et de PMMA, on a observé un recouvrement similaire par les trois solutions. La figure 7 montre que les particules de HAP III se sont aussi accumulées sur les irrégularités de surface de la céramique, ceci en raison du

processus de polissage. Indépendamment des variations morphologiques (sphères ou cristallites) et dimensionnelles, les trois types de nanoparticules de HAP analysés pouvaient donc adhérer à l'émail, au titane, à la céramique et au PMMA recouverts par la pellicule.

Un grossissement MEB plus fort a été utilisé pour analyser les interactions entre les nano-HAP accumulées et la pellicule qui recouvrait chaque substrat. Fait intéressant, lorsque les solutions d'hydroxyapatite ont été appliquées, on a pu observer les structures de connexion entre les particules et la pellicule formée sur les surfaces d'émail, de titane et de PMMA deux heures après l'exposition buccale aux solutions de rinçage respectives (Fig. 10). Par contre, au bout de deux heures, il n'a pas été possible de trouver ces structures sur la céramique en raison de la quantité réduite de HAP sur cette surface. Selon Vukosavljevic et al., les pré-curseurs protéiques de la pellicule, tels que les histatines ou les stathérines, possèdent une affinité élevée pour les cristaux d'hydroxyapatite présents sur les dents naturelles et amorcent le processus de formation de la pellicule exogène acquise.³⁸ L'ad-

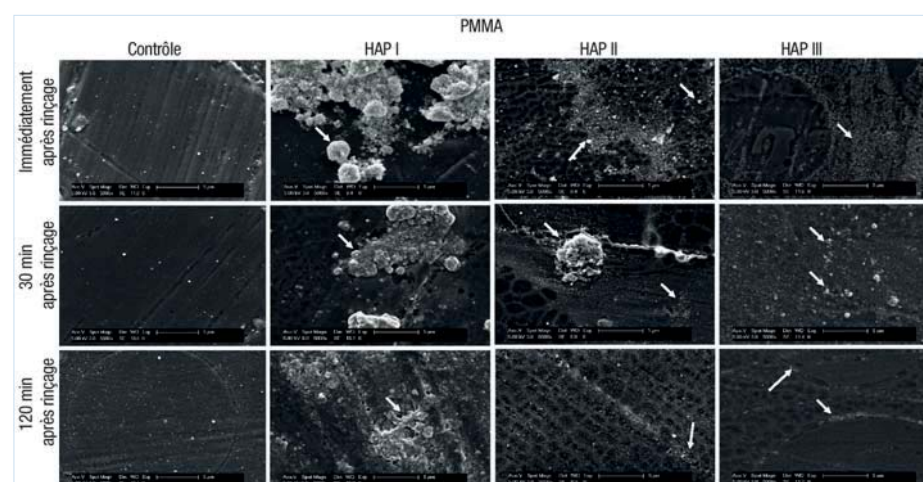


Fig. 8 : Micrographies MEB de la pellicule sous un grossissement de 5 000 fois et les nano-HAP sur les échantillons de PMMA. La formation de la pellicule et les particules d'hydroxyapatite sont visibles à trois moments d'évaluation différents : immédiatement après l'utilisation de la solution de rinçage à base de HAP I, HAP II et HAP III à 5 %, puis 30 minutes et deux heures après. Les flèches blanches indiquent les HAP accumulées sur la surface de PMMA.

hésion des nano-HAP synthétiques pourrait donc être associée à ces composants de la pellicule qui agissent comme un agent de liaison. Davantage d'études *in vivo/in situ* doivent être menées pour clarifier ces relations de façon détaillée.

Conclusions

Ainsi, pour la première fois, une étude a démontré que toutes les nano-HAP appliquées sous forme de solutions de rinçage orales, indépendamment de la forme et de la taille, recouvrent efficacement, mais de façon hétérogène, les surfaces de l'émail, du titane, de la céramique et du PMMA dans l'environnement buccal. Les nano-HAP peuvent donc adhérer non seulement à l'émail, mais également aux surfaces dentaires artificielles dans des conditions intra-orales. L'étude pilote a démontré la formation d'un pont entre les nano-HAP et les surfaces des matériaux en présence de la pellicule exogène acquise.

Étant donné l'importance croissante des nanoparticules de HAP en dentisterie, il est primordial de comprendre le mécanisme d'interaction de ces particules avec l'environnement intra-oral. En dépit des résultats intéressants obtenus dans cette étude pilote, ses limitations imposent de procéder à davantage d'essais sur un plus grand nombre de sujets afin de mieux clarifier les interactions entre la pellicule et l'apatite.

Disponibilité des données

Toutes les données importantes à l'appui des résultats sont présentées dans ce document.

Conflit d'intérêts

Les auteurs déclarent n'avoir aucun conflit d'intérêts au regard de la publication de cet article.

Remerciements

Les auteurs tiennent à remercier Belinda König, qui a préparé les échantillons pour l'analyse MET et la Fondation allemande pour la recherche (DFG, SFB 1027) pour son soutien partiel à cette étude.

Copyright © 2020 Cintia Mirela Guimarães Nobre et al. Cet article en libre accès est mis à disposition selon les termes de la licence Creative Commons Attribution, qui en autorise l'utilisation, la distribution et la reproduction sur tout support, à condition que l'œuvre originale soit dûment citée. Source Wiley Hindawi, titre d'origine : Adhesion of Hydroxyapatite Nanoparticles to Dental Materials under Oral Conditions <https://doi.org/10.1155/2020/6065739>

Reçu le 31 mai 2019 ; Révisé le 21 février 2020 ; Accepté le 22 avril 2020 ; Publié le 5 mai 2020.

Références

- S. R. Shaffiey and S. F. Shaffiey, "Surface enamel remineralization by biomimetic nano hydroxyapatite crystals and fluoride ions effects," *Journal of Ceramic Processing Research*, vol. 17, no. 2, pp. 109-112, 2016.
- M. Lombardini, M. Ceci, M. Colombo, S. Bianchi, and C. Poggio, "Preventive effect of different toothpastes on enamel erosion: AFM and SEM studies," *Scanning*, vol. 36, no. 4, pp. 401-410, 2014.
- L. P. Comar, B. M. Souza, L. F. Gracindo, M. A. R. Buzalaf, and A. C. Magalhaes, "Impact of experimental nano-HAP pastes on bovine enamel and dentin submitted to a pH cycling model," *Brazilian Dental Journal*, vol. 24, no. 3, pp. 273-278, 2013.
- K. Fabritius-Vilpoux, J. Enax, M. Herbig, D. Raabe, and H. O. Fabritius, "Quantitative Affinity Parameters of Synthetic Hydroxyapatite and Enamel Surfaces In Vitro," *Bioinspired, Biomimetic and Nanobiomaterials*, vol. 8, no. 2, pp. 141-153, 2019.
- M. Hannig and C. Hannig, "Nanomaterials in preventive dentistry," *Nature Nanotechnology*, vol. 5, no. 8, pp. 565-569, 2010.
- D. Elkassas and A. Arafa, "The innovative applications of therapeutic nanostructures in dentistry," *Nanomedicine*, vol. 13, no. 4, pp. 1543-1562, 2017.
- J. Enax and M. Eppe, "Synthetic hydroxyapatite as a biomimetic oral care agent," *Oral Health & Preventive Dentistry*, vol. 16, no. 1, pp. 7-19, 2018.
- M. Eppe, "Review of potential health risks associated with nanoscopic calcium phosphate," *Acta Biomaterialia*, vol. 77, pp. 1-14, 2018.
- C. Hannig, S. Basche, T. Burghardt, A. Al-Ahmad, and M. Hannig, "Influence of a mouthwash containing hydroxyapatite microclusters on bacterial adherence in situ," *Clinical Oral Investigations*, vol. 17, no. 3, pp. 805-814, 2013.

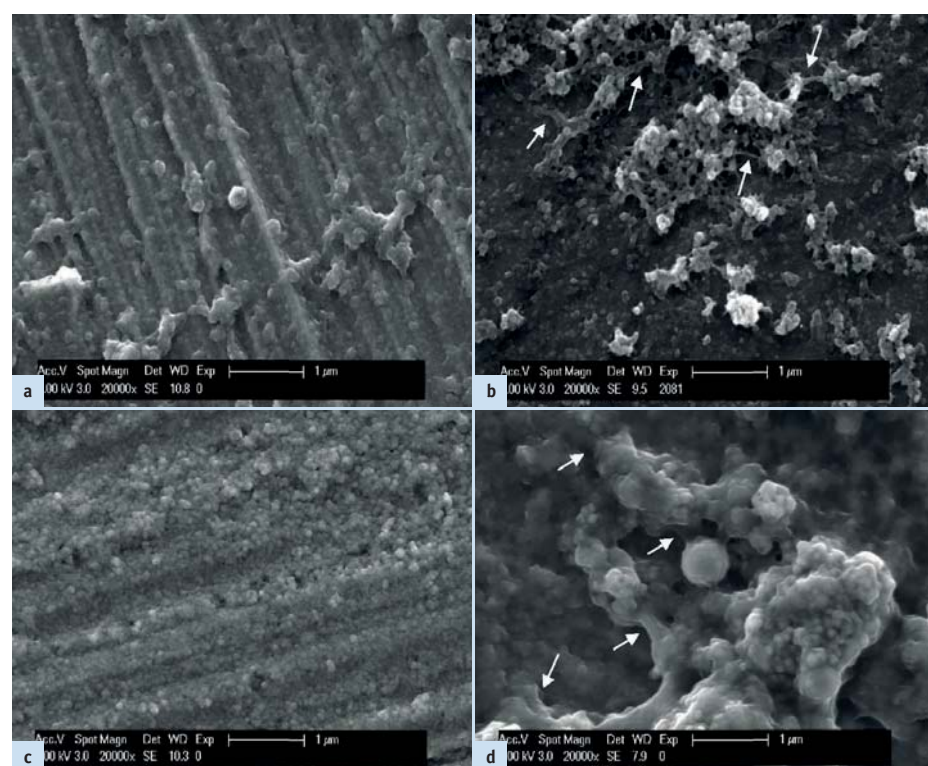


Fig. 10 : Micrographies sous un grossissement de 20 000 fois montrant la présence de la pellicule sur les échantillons de titane (a) et d'émail (c) servant de contrôle par rapport au titane rincé avec HAP II (b) et à l'émail rincé avec HAP III (d). Deux heures après l'exposition buccale à ces solutions, les images prises sous plus fort grossissement permettent d'observer les structures de connexion entre la solution de HAP II et la surface en titane (b) et entre la solution de HAP III et la surface de l'émail (d). Les HAP sont en contact direct avec des structures globulaires de la pellicule exogène acquise. Les flèches indiquent les ponts connectant les HAP entre elles, ainsi que les ponts entre les HAP et la pellicule.

AD

DENTAL TRIBUNE


www.dental-tribune.com

¹⁰ E. Pepla, L. K. Besharat, G. Palaia, G. Tenore, and G. Migliau, "Nano-hydroxyapatite and its applications in preventive, restorative and regenerative dentistry: a review of literature," *Annali di Stomatologia*, vol. 5, no. 3, pp. 108-114, 2014.

¹¹ A. Nozari, S. Ajami, A. Rafiei, and E. Niazi, "Impact of nano hydroxyapatite, nano silver fluoride and sodium fluoride varnish on primary teeth enamel remineralization: an in vitro study," *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, vol. 11, no. 9, pp. Zc97-Zc100, 2017.

¹² F. G. De Carvalho, B. R. Vieira, R. L. Santos, H. L. Carlo, P. Q. Lopes, and B. A. de Lima, "In vitro effects of nano-hydroxyapatite paste on initial enamel carious lesions," *Pediatric Dentistry*, vol. 36, no. 3, pp. 85-89, 2014.

¹³ M. Y. Kim, H. K. Kwon, C. H. Choi, and B. I. Kim, "Combined effects of nanohydroxyapatite and NaF on remineralization of early caries lesion," *Key Engineering Materials*, vol. 1347, pp. 330-332, 2007.

¹⁴ M. Okada and T. Furuzono, "Hydroxylapatite nanoparticles: fabrication methods and medical applications," *Science and Technology of Advanced Materials*, vol. 13, no. 6, p. 064103, 2012.

¹⁵ N. Eliaz and N. Metoki, "Calcium phosphate bioceramics: a review of their history, structure, properties, Coating Technologies and Biomedical Applications," *Materials*, vol. 10, no. 4, p. 334, 2017.

¹⁶ J. Jin, X. Xu, G. Lai, and K. H. Kunzelmann, "Efficacy of tooth whitening with different

calcium phosphate-based formulations," *European Journal of Oral Sciences*, vol. 121, no. 4, pp. 382-388, 2013.

¹⁷ L. Li, H. Pan, J. Tao et al., "Repair of enamel by using hydroxyapatite nanoparticles as the building blocks," *Journal of Materials Chemistry*, vol. 18, no. 34, pp. 4079-4084, 2008.

¹⁸ Q. Hu, Z. Tan, Y. Liu et al., "Effect of crystallinity of calcium phosphate nanoparticles on adhesion, proliferation, and differentiation of bone marrow mesenchymal stem cells," *Journal of Materials Chemistry*, vol. 17, no. 44, pp. 4690-4698, 2007.

¹⁹ S. Huang, S. Gao, L. Cheng, and H. Yu, "Remineralization potential of nano-hydroxyapatite on initial enamel lesions: an in vitro study," *Caries Research*, vol. 45, no. 5, pp. 460-468, 2011.

²⁰ S. B. Huang, S. S. Gao, and H. Y. Yu, "Effect of nano-hydroxyapatite concentration on remineralization of initial enamel lesion in vitro," *Biomedical Materials*, vol. 4, no. 3, article 034104, 2009.

²¹ C. Poggio, M. Lombardini, P. Vigorelli, M. Colombo, and M. Chiesa, "The role of different toothpastes on preventing dentin erosion: an SEM and AFM study," *Scanning*, vol. 36, no. 3, pp. 301-310, 2014.

²² M. Esteves-Oliveira, N. M. Santos, H. Meyer-Lueckel, R. J. Wierichs, and J. A. Rodrigues, "Caries-preventive effect of anti-erosive and nano-hydroxyapatite-containing toothpastes in vitro," *Clinical Oral Investigations*, vol. 21, no. 1, pp. 291-300, 2017.

²³ C. Hannig and M. Hannig, "The oral cavity - a key system to understand substratum-dependent bioadhesion on solid surfaces in man," *Clinical Oral Investigations*, vol. 13, no. 2, pp. 123-139, 2009.

²⁴ M. Hannig, "Ultrastructural investigation of pellicle morphogenesis at two different intraoral sites during a 24-h period," *Clinical Oral Investigations*, vol. 3, no. 2, pp. 88-95, 1999.

²⁵ M. Hannig and A. Joiner, "The structure, function and properties of the acquired pellicle," *Monographs in Oral Science*, vol. 19, pp. 29-64, 2006.

²⁶ A. Kensche, S. Pötschke, C. Hannig, G. Richter, W. Hoth-Hannig, and M. Hannig, "Influence of calcium phosphate and apatite containing products on enamel erosion," *The Scientific World Journal*, vol. 2016, Article ID 7959273, 12 pages, 2016.

²⁷ K. Kani, M. Kani, A. Isozaki, H. Shintani, T. Ohashi, and T. Tokumoto, "Effect to apatite-containing dentifrices on dental caries in school children," *Journal of Dental Health*, vol. 39, no. 1, pp. 104-109, 1989.

²⁸ K. Najibfard, K. Ramalingam, I. Chedjieu, and B. T. Amaechi, "Remineralization of early caries by a nano-hydroxyapatite dentifrice," *The Journal of Clinical Dentistry*, vol. 22, no. 5, pp. 139-143, 2011.

²⁹ S. A. Hegazy and I. R. Salama, "Antiplatelet and remineralizing effects of Biorepair mouthwash: a comparative clinical trial," *Pediatric Dental Journal*, vol. 26, no. 3, pp. 89-94, 2016.

³⁰ A. Kensche, C. Holder, S. Basche, N. Tahan, C. Hannig, and M. Hannig, "Efficacy of a mouthrinse based on hydroxyapatite to reduce initial bacterial colonisation in situ," *Archives of Oral Biology*, vol. 80, pp. 18-26, 2017.

³¹ C. Dawes, "Physiological factors affecting salivary flow rate, oral sugar clearance, and the sensation of dry mouth in man," *Journal of Dental Research*, vol. 66, 2_supplement, pp. 648-653, 1987.

³² G. H. Yassen, J. A. Platt, and A. T. Hara, "Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature," *Journal of Oral Science*, vol. 53, no. 3, pp. 273-282, 2011.

³³ T. A. Melo, G. S. Grundling, F. Montagner, R. K. Scarparo, J. A. Figueiredo, and F. V. Vier-Pelisser, "Are bovine teeth a suitable substitute for human teeth in in vitro studies to assess endotoxin load in root canals?," *Brazilian Oral Research*, vol. 29, no. 1, pp. 1-6, 2015.

³⁴ A. Al-Ahmad, M. Wiedmann-Al-Ahmad, A. Fackler et al., "In vivo study of the initial bacterial adhesion on different implant materials," *Archives of Oral Biology*, vol. 58, no. 9, pp. 1139-1147, 2013.

³⁵ Y. Hao, X. Huang, X. Zhou et al., "Influence of dental prosthesis and restorative materials interface on oral biofilms," *International Journal of Molecular Sciences*, vol. 19, no. 10, p. 3157, 2018.

³⁶ R. Chen, Z. Han, Z. Huang et al., "Antibacterial activity, cytotoxicity and mechanical behavior of nano-enhanced denture base resin with different kinds of inorganic antibacterial agents," *Dental Materials Journal*, vol. 36, no. 6, pp. 693-699, 2017.

³⁷ P. Spasojevic, M. Zrilic, V. Panic, D. Stamenkovic, S. Seslija, and S. Velickovic, "The Mechanical Properties of a Poly(methyl methacrylate) Denture Base Material Modified with Dimethyl Itaconate and Di-n-butyl Itaconate," *International Journal of Polymer Science*, vol. 2015, 9 pages, 2015.

³⁸ D. Vukosavljevic, J. L. Hutter, E. J. Helmerhorst et al., "Nano-scale adhesion forces between enamel pellicle proteins and hydroxyapatite," *Journal of Dental Research*, vol. 93, no. 5, pp. 514-519, 2014.

AD

CROIXTURE

PROFESSIONAL MEDICAL COUTURE

NEW COLLECTION

EXPERIENCE OUR ENTIRE COLLECTION AT WWW.CROIXTURE.COM

1, 2, 3 Souriez !

Les nouveaux aligneurs

TRIOTM
CLEAR

Souples
solution
en 3 temps

Simple
traitement
de 3 à 6 mois

Sûrs
sur-mesure
par CFAO

Informations
01 53 38 64 66

info@trioclear.fr
www.trioclear.fr

CURAPROX

PERIOPLUS⁺



 SWISS PREMIUM ORAL CARE

Commander un échantillon:



CAD/CAM TRIBUNE

— The World's Dental CAD/CAM Newspaper · Édition Française —

AOÛT/SEPTEMBRE 2020 | VOL. 12, NO. 8+9

www.dental-tribune.fr

Résumé

Objectif : Le polyétheréthercétone (PEEK) est un polymère entrant dans la composition des dispositifs utilisés dans les restaurations dentaires et les réhabilitations orthopédiques. L'objectif de cette étude in vitro était de comparer la formation du biofilm par une variété d'espèces bactériennes buccales importantes sur le PEEK, le PEEK sablé, le titane pur commercial (Ti-pc) et un alliage de titane chargé d'aluminium à 6 % et de vanadium à 4 % (titane-6 aluminium-4 vanadium, Ti6Al4V).

Matériel et méthodes : Des échantillons cunéiformes ont été préparés et les surfaces ont été caractérisées par interférométrie optique, microscopie électronique à balayage, spectroscopie à rayons X à dispersion d'énergie et mesures d'angle de contact. Les espèces bactériennes *Streptococcus sanguinis*, *Streptococcus oralis*, *Enterococcus faecalis* et *Streptococcus gordonii* ont été cultivées sur les quatre surfaces de matériau pendant une durée variable. Les biofilms ont été quantifiés après coloration au cristal violet.

Résultats : Les résultats relatifs à la rugosité et aux angles de contact ont montré des valeurs qui décroissaient dans l'ordre PEEK sablé > PEEK > Ti-pc et Ti6Al4V (équivalents). *S. sanguinis*, *S. oralis* et *S. gordonii* ont accru la formation du biofilm sur le PEEK sablé tandis que l'adhésion bactérienne s'est révélée comparable sur le PEEK, le Ti-pc et le Ti6Al4V. La croissance bactérienne d'*E. faecalis* a été beaucoup plus importante sur le Ti-pc que dans les trois autres groupes.

Conclusion : Compte tenu de la formation du biofilm, les résultats semblent indiquer que le PEEK est tout aussi performant que le Ti-pc ou le TiAl6V4 lorsqu'il est utilisé comme matériau de restauration dentaire.

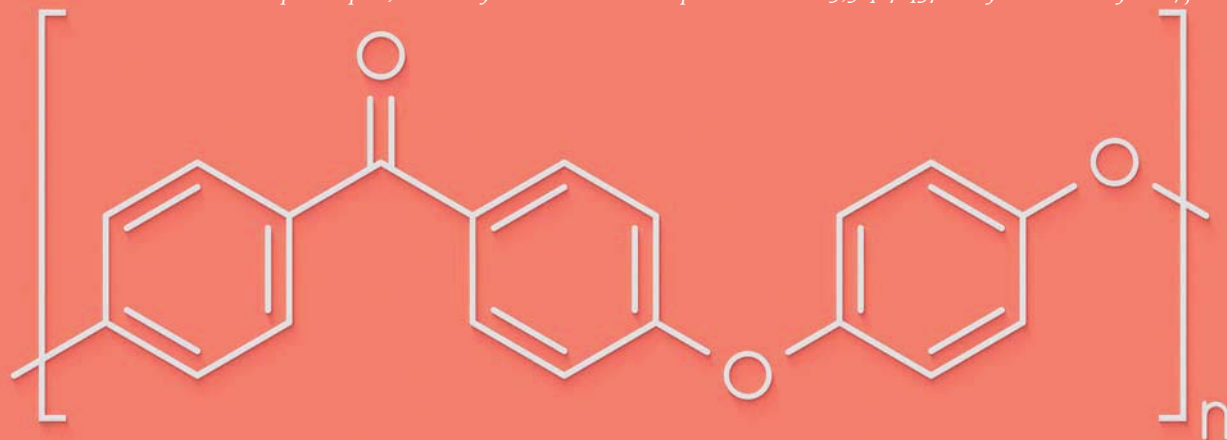
Mots-clés : matériaux biocompatibles, biofilms, matériaux dentaires, polyétheréthercétone.

© StudioMolekuul/Shutterstock.com

Formation du biofilm sur les surfaces en polyétheréthercétone (PEEK) et les surfaces en titane

MSargon Barkarmo,¹ Daniel Longhorn,² Kiran Leer,^{2,3} Carina B. Johansson,¹ Victoria Stenport,¹ Sebastian Franco-Tabares,¹ Sarah A. Kuehne,^{2,3} Rachel Sammons²

Cet article en libre accès est mis à disposition selon les termes de la licence Creative Commons Attribution, qui en autorise l'utilisation, la distribution et la reproduction sur tout support, à condition que l'œuvre originale soit dûment citée. © 2019 The Authors. Clinical and Experimental Dental Research – publié par John Wiley & Sons Ltd. Clin Exp Dent Res. 2019;5:427-437. wileyonlinelibrary.com/journal/cre2



polyether ether ketone

1 Introduction

Le polyétheréthercétone (PEEK) est un biomatériau commercialisé depuis les années 1980. Il est utilisé comme solution de rechange aux matériaux métalliques en orthopédie (p. ex., dispositifs spinaux ; Lied, Roenning, Sundseth et Helseth, 2010), en chirurgie maxillo-faciale (p. ex., reconstruction osseuse ; Alonso-Rodriguez et al., 2015) et depuis peu, en dentisterie restauratrice (Najeeb, Zafar, Khurshid et Siddiqui, 2016). Ce matériau possède des propriétés biomécaniques avantageuses et il peut résister à la dégradation chimique et biologique (Kurtz et Devine, 2007). Dans le domaine des prothèses dentaires, l'utilisation du PEEK dans les interventions reconstructrices suscite un intérêt croissant depuis quelques années, quoique peu d'études cliniques aient été rapportées à ce sujet.

En implantologie, le titane et la zircone sont couramment utilisés pour les piliers et comme matériaux d'armature dans les supraconstructions. Ces dernières années, d'autres matériaux ont toutefois fait leur apparition, notamment le PEEK (Santing, Meijer, Raghoobar et Özcan, 2012 ; Stawarczyk et al., 2013). Bien qu'il offre de nombreux avantages, le PEEK, comme tous les autres biomatériaux, peut aussi provoquer

des réactions tissulaires indésirables (p. ex., des réactions allergiques) et des infections (Moriarty, Poulsson, Rochford et Richards, 2011).

Les infections associées aux biomatériaux comportent un risque de complications graves, même si les infections du site opératoire sont assez rares chez les patients ayant subi une chirurgie orthopédique. Selon les données du registre de suivi prothétique articulaire (NJR) mis en place en Angleterre, au Pays de Galles, en Irlande du Nord et à l'île de Man, l'incidence des infections articulaires dues aux prothèses est de l'ordre de 0,4 % dans les dix années qui suivent l'intervention primaire et de 2,3 % après une chirurgie de reprise (Lenguerrand et al., 2017). Dans article de synthèse, Mombelli, Müller et Cionca (2012) rapportent que les infections orales péri-implantaires affecteraient 10 % des implants et 20 % des patients dans les cinq à dix ans qui suivent la pose d'un implant. D'une étude à l'autre, on dénote cependant des variations de la prévalence de la péri-implantite, qui sont dues à des facteurs tels que les différents modèles d'étude, les dissimilitudes dans les populations étudiées et le manque d'homogénéité dans la définition de la pathologie.

Les biomatériaux mis en place dans la cavité orale ne sont généralement pas scellés et protégés dans les tissus, mais sont au contraire exposés à la salive et à différents pH, ainsi qu'à de nombreux types de bactéries. Plus de 700 espèces ont été identifiées dans l'environnement buccal (Aas, Paster, Stokes, Olsen et Dewhirst, 2005), et le biofilm se forme sur toutes les surfaces exposées, y compris les matériaux de restauration (Moons, Michiels et Aertsen, 2009). Le processus de formation du biofilm peut être divisé en trois phases : fixation, colonisation et développement (Hojo, Nagaoka, Ohshima et Maeda, 2009). Pour survivre dans la cavité orale, les bactéries doivent adhérer aux surfaces revêtues d'une pellicule, desquamer ces surfaces ou éliminer les autres bactéries qui y sont déjà présentes (Kolenbrander, Palmer, Periasamy et Jakubovics, 2010). Durant la fixation, les colonisateurs primaires interagissent avec la pellicule exogène acquise et les récepteurs exprimés à sa surface qui facilitent l'adhésion (Periasamy et Kolenbrander, 2010). Les colonisateurs primaires regroupent divers streptocoques, tels que *Streptococcus sanguinis*, *Streptococcus gordonii* et *Streptococcus oralis* et ceux-ci peuvent adhérer directement à la surface et se lier à d'autres es-

pèces présentes dans le biofilm initial (Kreth, Merritt et Qi, 2009). Bon nombre de ces micro-organismes peuvent utiliser le sucrose et d'autres hydrates de carbone issus des aliments pour synthétiser des polysaccharides qui contribuent à la formation d'une matrice extracellulaire, et favorisent l'adhésion ainsi que la colonisation (Dahlen, 2009). Les biofilms sont présents chez les personnes saines et sont généralement inoffensifs, car ils sont principalement composés de bactéries commensales. Toutefois, s'ils ont la possibilité de s'accumuler, leur composition peut changer et permettre aux pathogènes de dominer (Øilo et Bakken, 2015). Selon l'emplacement, il existe un risque de carie, de gingivite, et par la suite de parodontite ou de péri-implantite. Certains pathogènes, notamment *Enterococcus faecalis*, se montrent aussi extrêmement résistants à de nombreux antibiotiques (Kouidhi, Zmantar, Mahdouani, Hentati et Bakhrouf, 2011). Il est donc important d'utiliser des matériaux qui ne favorisent pas la formation du biofilm.

Les facteurs qui déterminent le taux de croissance bactérienne sur les différents matériaux de restauration ne sont pas encore bien compris. Certaines études ont démontré que la formation du biofilm sur les

¹Département de dentisterie prothétique/science des matériaux dentaires - Sahlgrenska Akademien för Odontologi, université de Göteborg, Göteborg, Suède ; ²Faculté de chirurgie dentaire - College of Medical and Dental Sciences, université de Birmingham, Birmingham, Royaume-Uni ; ³Institute of Microbiology and Infection, université de Birmingham, Birmingham, Royaume-Uni. Correspondance : Sargon Barkarmo, département de dentisterie prothétique/science des matériaux dentaires – Sahlgrenska Akademien för Odontologi, Göteborg Universitet, Medicinaregatan 12 F, PO Box 450, 40530 Göteborg, Suède. Courriel : sargon.barkarmo@odontologi.gu.se. Informations relatives au financement : Stiftelserna Wilhelm och Martina Lundgrens ; Wilhelm and Martina Lundgren Science Foundation.

métaux diffère de celle que l'on observe sur la céramique et les polymères (Busscher, Rinastiti, Siswomihardjo et Van der Mei, 2010). Outre la composition chimique et l'énergie libre de surface, la présence et les dimensions des caractéristiques superficielles, telles que les pores et les défauts, susceptibles de créer des conditions favorables à la croissance bactérienne, peuvent également influencer l'adhésion bactérienne (Øilo et Bakken, 2015). Hahnel, Wieser, Lang et Rosentritt (2015) ont réalisé une comparaison *in vitro* des biofilms multiespèces sur différents matériaux utilisés pour les piliers et ont montré que la formation du biofilm sur le PEEK était équivalente ou inférieure à celle qu'ils observaient sur la zircone et le titane. La surface du matériau en PEEK utilisé dans l'étude de Hahnel était cependant beaucoup plus lisse que la zircone et le titane, et ceci pourrait avoir influencé le résultat. En effet, les études ont montré qu'une augmentation de la rugosité de surface est significativement en faveur de la fixation bactérienne, de la formation du biofilm, et en facilite la croissance (Bollen, Lambrechts, et Quirynen, 1997 ; Teughels, Van Assche, Sliepen et Quirynen, 2006). La plupart des études évaluant la croissance bactérienne sur le PEEK, se sont principalement concentrées sur les pathogènes associés aux infections orthopédiques, notamment *Staphylococcus aureus*, *Staphylococcus epidermidis*, *Pseudomonas aeruginosa*, et *Escherichia coli* (Barton, Sagers et Pitt, 1996 ; Stawarczyk et al., 2014). Une meilleure connaissance de l'adhésion bactérienne et de la formation du biofilm sur les nouveaux matériaux, pourra nous aider à accroître notre compréhension de leurs applications et du risque potentiel de développement de maladies. Cependant, selon Hahnel et al. (2015), il n'existe que peu de documentation disponible concernant l'adhésion et la prolifération de bactéries buccales cliniquement pertinentes sur le PEEK. L'objectif de cette étude *in vitro* était de comparer la formation du biofilm par diverses espèces bactériennes buccales sur différentes textures de surface de PEEK, c'est-à-dire du PEEK « en l'état » et du PEEK sablé, avec le biofilm formé sur le titane pur commercial (Ti-pc) et sur le titane chargé d'aluminium à 6 % et de vanadium à 4 % (titane-6 aluminium-4 vanadium, Ti6Al4V) qui est l'alliage de titane le plus couramment utilisé. Nous sommes partis de l'hypothèse que l'adhésion bactérienne et la formation du biofilm seraient affectées par la composition du matériau et la rugosité de surface.

2 Matériel et méthodes

Quatre groupes de matériaux ont été étudiés : PEEK, PEEK sablé, Ti-pc et Ti6Al4V.

2.1 PEEK

Les échantillons de PEEK ont été usinés à partir de PEEK naturel Ketron LSG (Life Science Grade) fabriqué par Quadrant EPP N.V., Tiel, Belgique. Un groupe d'échantillons de PEEK a été laissé « en l'état » et l'autre groupe a subi un traitement de surface par sablage avec des particules d'oxyde d'aluminium (Al_2O_3) de 110 µm, à une pression d'air de 2 bars, au moyen d'une unité d'air-abrasion (Basic Quattro ; Renfert GmbH, Hilzingen, Allemagne). Le sablage a été effectué pendant dix secondes sur chaque côté, à une distance de 20 mm.

2.2 Titane pur commercial

Les échantillons ont été usinés à partir de titane de grade 4, conforme à la norme ISO 5832-2/ASTM F67 (Zapp Medical Alloys GmbH, Schwerte, Allemagne).

2.3 Titane-6 aluminium-4 vanadium

Les échantillons ont été préparés avec du Ti6Al4V à très faible niveau d'interstice (espace entre les grains de l'alliage) conforme à la norme ISO 5832-3/ASTM F136 relative aux spécifications de ce matériau (Xi'an Aerospace New Material Co., Ltd., Xi'an Xian, Shanxi, Chine).

Tous les échantillons ont été usinés à partir d'une tige de 10 mm de diamètre, pour produire des échantillons cunéiformes ayant une épaisseur de 2 mm. La vitesse de coupe était de 94 m/min et le débit d'alimentation de 0,01 à 0,02 mm/tour par minute. Après l'usinage, les deux côtés des échantillons cunéiformes ont été traités radialement par un outil de tournage en carbure plein. Ensuite, les échantillons ont été nettoyés quinze minutes dans un bain aux ultrasons contenant un liquide alcalin (Extran AP15 à 1 %, Merck, Darmstadt, Allemagne) et de l'eau courante à 60 °C, puis rincés à l'eau distillée et immergés dans de l'éthanol à 70 % pendant quinze minutes. Après séchage, les échantillons ont été placés dans des sacs de stérilisation qui ont été scellés et stérilisés en autoclave (Getinge AB, Getinge, Suède) durant un cycle de 60 min à 134 °C et 3 bars.

2.4 Topographie

Les données topographiques ont été acquises à l'aide d'un interféromètre en lumière blanche (SmartWLI-Extended, GBS, Allemagne). Trois échantillons cunéiformes de chaque groupe ont fait l'objet d'un balayage vertical en trois endroits différents avec un objectif de Mirau, à un grossissement de 50 et une résolution verticale de 0,1 nm. Chaque balayage a été effectué sous le contrôle d'un dispositif antivibrations (Nano Series, Accurion, Allemagne), les limites supérieure et inférieures de chaque balayage étaient approximativement de 250 µm. La mesure portait sur une surface de 356 x 223 µm. Les données ont d'abord été acquises au moyen du logiciel SmartVIS3D, version 2.1 (GBS, Allemagne), puis traitées par le logiciel MountainMaps, version 7.4 (Digital Surf, France). Le traitement des données a été réalisé en deux étapes. Pour commencer, les valeurs aberrantes ont été supprimées, puis un filtre gaussien passe-haut de 50 x 50 µm a été utilisé pour séparer la rugosité de la forme et des ondulations (Wennerberg et Albrektsson, 2000). Les paramètres topographiques suivants ont été mesurés : Sa (µm), qui est la moyenne arithmétique de la rugosité, c'est-à-dire la déviation moyenne de la hauteur par rapport à un plan moyen dans la surface de mesure. Sds ($1/\mu m^2$), qui est la densité des sommets, c'est-à-dire le nombre de sommets par unité de surface. Sdr (%), qui est le rapport de surface interfaciale développée, c'est-à-dire la surface supplémentaire due à la rugosité en comparaison avec une surface tout à fait plane.

2.5 Microscopie électronique à balayage

Les échantillons ont été montés sur des supports en aluminium et fixés au moyen de disques adhésifs en carbone. Un ruban de cuivre a été utilisé pour améliorer la conductivité des échantillons de PEEK et tous ont été revêtus d'or par pulvérisation cathodique, avec une tension de dépôt de 25 kV durant 2 min (appareil de pulvérisation cathodique Emitech K550X, East Grinstead, Royaume-Uni). Les images ont été acquises avec un microscope électronique à balayage Zeiss Evo MA10 (Cambridge, Royaume-Uni). Au moins cinq zones distinctes de la surface entière de trois spécimens de chaque échantillon ont été numérisées à des grossisse-

ments allant de 500 x à 6000 x, à une distance de travail de 10 mm.

2.6 Spectroscopie à rayons X à dispersion d'énergie

Des analyses par spectroscopie à rayons X à dispersion d'énergie (EDS) ont été réalisées pour confirmer la composition élémentaire des échantillons, et vérifier la présence ou l'absence d'une contamination après le sablage. Les spécimens ont été montés sur des supports en aluminium (12,5 mm Ø, AGG301, Agar Scientific, Royaume-Uni) et fixés par des disques adhésifs en carbone (12 mm Ø, AGG3347N, Agar Scientific, Royaume-Uni). Un fin trait de peinture argentée (G3691, Agar Scientific, Royaume-Uni) a été utilisé pour améliorer la conductivité des spécimens. Les spécimens ont été revêtus d'or (environ 5,0 nm) à l'aide du métalliseur Q150T ES (Quorum Technologies, Royaume-Uni), puis un microscope électronique à balayage LEO Ultra 55 à 10 kV (Carl Zeiss, Allemagne) équipé d'un détecteur EDS (Inca, Oxford, ROYAUME-UNI) a servi à produire les spectres EDS.

2.7 Angle de contact

Des gouttelettes (volume de 5 µL) d'eau distillée ont été appliquées sur chaque surface, en trois endroits différents, et l'angle de contact a été numérisé au moyen d'une caméra vidéo JVC-3CCD (JVC, Yokohama, Japon). Les angles de contact moyens avec l'eau (θ) ont été calculés au moyen du logiciel d'analyse d'images Optimas 6.5 (Glenview, Illinois, États-Unis).

2.8 Analyse microbiologique

Quatre espèces de bactéries généralement présentes dans les biofilms buccaux ont été sélectionnées pour comparer la croissance bactérienne et la formation du biofilm sur les quatre matériaux : *S. sanguinis* (ATCC 10556), *S. oralis* (ATCC 35037), *E. faecalis* (ATCC 19433), et *S. gordonii* (ATCC 10558). Toutes les bactéries ont été cultivées sur de la gélose trypto-caséine soja (Oxoid, Basingstoke, Royaume-Uni) et incubées de 24 à 48 heures dans une atmosphère de CO₂ à 5 %, à 37 °C, pour obtenir des colonies individuelles. Une colonie a été mise en suspension dans 10 mL de bouillon de culture BHI (infusion cœur-cerveille, Oxoid, Basingstoke, Royaume-Uni) contenant du sucrose à 1 % (Fluka Analytical), puis elle a été incubée pendant la nuit à 37 °C/100 tr/min dans un agitateur-incubateur (N-BIOTEK NB-205, Progen Scientific, Londres, Royaume-Uni). *S. gordonii* a été cultivé de la même façon dans le BHI, avec et sans sucrose à 1 %, afin d'effectuer une comparaison dans des conditions qui seraient moins favorables à la synthèse de polysaccharides. Après la nuit, les cultures ont été diluées dans du BHI pour obtenir une suspension contenant environ 103 unités formant colonie (UFC)/mL dont 1 mL a été transféré sur une plaque de 24 puits (Thermo Fisher Scientific, Loughborough, Royaume-Uni) contenant les échantillons cunéiformes stériles. La plaque a ensuite été incubée à 37 °C/40 tr/min pendant un maximum de 120 heures, avec changement du milieu toutes les 24 heures. Chacune des expériences comportait quatre échantillons cunéiformes de chaque matériau à toutes les évaluations. Trois des quatre échantillons cunéiformes ont été utilisés pour quantifier le biofilm et le quatrième a été préparé pour l'examen au microscope électronique à balayage (MEB), comme décrit ci-dessous.

2.9 Analyse des biofilms

La formation du biofilm a été quantifiée par une méthode modifiée du test de

Christensen et al. (1985). En bref, les échantillons ont été transférés sur une nouvelle plaque de 24 puits et rincés une fois avec une solution saline tamponnée au phosphate (PBS). La fixation a été effectuée par immersion des échantillons dans 1 mL de formol à 10 % pendant 5 min, suivie par un rinçage au PBS. Ensuite, 300 µL de cristal violet à 0,1 % (Prolab-diagnostics, Bromborough, Royaume-Uni) a été ajouté puis éliminé au bout de 5 minutes, et les échantillons ont été rincés trois fois au PBS pour éliminer les excès de colorant. Ils ont été séchés pendant 2 heures à 37 °C. Le cristal violet a été solubilisé par immersion dans 200 µL de méthanol sur un plateau vibrant pendant 2 heures. Les échantillons ont été retirés et l'absorbance a été lue à 590 nm dans un spectrophotomètre (Jenway 7315, Staffordshire, Royaume-Uni). L'absorbance du colorant élué est proportionnelle à la concentration des bactéries présentes à la surface de l'échantillon.

2.10 MEB des biofilms

Après la formation du biofilm, le milieu de culture a été éliminé et les échantillons ont été rincés dans du PBS. Ils ont ensuite été fixés au glutaraldéhyde à 2,5 % (qualité microscopie électronique (ME), Agar Scientific, Royaume-Uni) dans un tampon de cacodylate de sodium 0,1 M (Sigma, Royaume-Uni) à pH 7,2 dans lequel ils ont été laissés pendant 10 min à température ambiante, puis ils ont été déshydratés dans des solutions d'éthanol de concentration croissante (de 20 % à 100 %). La solution d'éthanol à 100 % a été remplacée par de l'hexaméthyl-disilazane (Sigma, Royaume-Uni), qui a été éliminé par évaporation. Les images des échantillons et des biofilms ont été acquises par la même méthode MEB décrite précédemment.

2.11 Analyse statistique

Les comparaisons statistiques de l'interférométrie, des mesures d'angle de contact et des biofilms ont été réalisées par une analyse de la variance à un facteur (ANOVA), suivie du test post hoc de Tukey. Une ANOVA à deux facteurs puis le test post hoc de Tukey ont été utilisés, pour comparer l'effet des deux variables indépendantes (c.-à-d., matériau et temps) sur la formation des biofilms. La signification statistique a été évaluée à l'aide du logiciel statistique Minitab 17 (State College, Pennsylvanie, États-Unis) ou du logiciel SPSS version 21,0 (SPSS IBM, Chicago, Illinois, États-Unis). Une valeur $p < 0,05$ a été considérée comme statistiquement significative.

3 Résultats

3.1 Topographie

Les résultats des mesures de la topographie de surface sont présentés dans le *Ta-bleau 1*. La surface du PEEK sablé était sensiblement plus rugueuse et tous les paramètres (Sa, Sds, Sdr) affichaient des valeurs moyennes plus élevées que les trois autres surfaces. Les surfaces du Ti-pc et du Ti6Al4V étaient sensiblement plus lisses que celles du PEEK et présentaient des valeurs moyennes de Sa et Sds plus faibles.

3.2 Microscopie électronique à balayage

Les images MEB des surfaces des échantillons cunéiformes sont illustrées à la *Figure 1*. Les micrographies du centre de chaque échantillon révèlent des rainures d'usinage circulaires sauf dans le cas du PEEK sablé. Les deux surfaces en titane apparaissent relativement lisses sauf en ce qui concerne ces

Matériel	Sa µm	Sds (1/µm ²)	Sdr %
PEEK	0,57 (0,08) ^a	0,37 (0,02) ^a	14,25 (7,01) ^a
PEEK sablé	1,85 (0,19) ^b	0,53 (0,02) ^b	167,11 (55,03) ^b
Ti-pc	0,23 (0,01) ^c	0,28 (0,01) ^c	2,23 (0,29) ^a
Ti6Al4V	0,28 (0,01) ^c	0,28 (0,02) ^c	1,56 (0,41) ^a

Tableau 1 : Résultats de l'analyse de la topographie de surface.

Abréviations : Ti-pc, titane pur commercial ; PEEK, polyétheréthercétone ; Ti6Al4V, titane-6 aluminum-4 vanadium.

Valeurs moyennes des paramètres de topographie de surface Sa, Sds et Sdr. Les écarts-types sont indiqués entre parenthèses. Dans une colonne, les valeurs moyennes n'ayant pas le même exposant sont sensiblement différentes – déterminées par une analyse de la variance à un facteur, suivie d'un test post hoc de Tukey, niveau de signification fixé à $p < 0,05$.

rainures (Figures 1 e–h), tandis que la surface du PEEK montre une certaine rugosité avec quelques irrégularités (Figures 1 a–b). Le PEEK sablé est extrêmement différent, la totalité de sa surface est rugueuse et présente des crêtes et des creux à l'échelle micrométrique (Figures 1 c–d).

3.3 Spectroscopie à rayons X à dispersion d'énergie

Les résultats de l'analyse EDS ont confirmé la pureté prévue du Ti-pc et la composition du Ti6Al4V (Tableau 2). La petite quantité d'aluminium présente dans l'échantillon de PEEK sablé pouvait être due à des résidus du sablage par l'oxyde d'aluminium (Al₂O₃) incrustés dans la surface.

3.4 Angle de contact

Les résultats des mesures de l'angle de contact sont présentés dans le Tableau 3. Le PEEK sablé a présenté la valeur moyenne la plus élevée de l'angle de contact. Les deux échantillons de PEEK étaient beaucoup plus hydrophobes que les échantillons de titane ($< 0,01$), mais il n'existait aucune différence statistique entre le Ti-pc et le Ti6Al4V (0,06). Le PEEK sablé était beaucoup plus hydrophobe que le PEEK non sablé ($< 0,001$).

3.5 Formation du biofilm

La formation la plus importante du biofilm par *S. sanguinis* a été observée sur le PEEK sablé à 72 heures, mais il n'y avait aucune différence significative par rapport au PEEK et au Ti-pc (Figure 2a). Le Ti6Al4V pré-

sentait beaucoup moins de biofilm par rapport aux trois autres matériaux après 72 heures. Comme attendu, la quantité de biofilm a augmenté après 120 heures sur toutes les surfaces, mais les résultats étaient plus variables et aucune différence significative n'existait entre les groupes après ce temps. Une ANOVA à deux facteurs avec interaction du temps et du matériau a été réalisée, pour déterminer les différences entre les groupes échantillonnés. Selon l'analyse, le PEEK et le PEEK sablé présentaient des valeurs moyennes de l'absorbance nettement plus élevées que le Ti6Al4V, tandis que le Ti-pc ne différait d'aucun des autres groupes.

À 72 heures comme à 120 heures, *S. sanguinis* avait complètement recouvert les surfaces (Figure 3). Après 120 heures, certaines des cellules étaient masquées par une substance ayant l'aspect d'une matrice extracellulaire amorphe. Des caractéristiques similaires ont été observées avec les autres bactéries à ce moment-là (non montré).

Aucune différence significative dans la formation du biofilm par *S. oralis* n'a été observée sur les divers matériaux et surfaces après 72 heures (Figure 2b). Toutefois, après 120 heures, le PEEK sablé présentait une absorbance beaucoup plus élevée ($< 0,05$).

En présence d'*E. faecalis*, la quantité de biofilm sur le PEEK et le PEEK sablé était beaucoup plus grande que sur Ti6Al4V après 72 heures (Figure 2c). Après 120 heures, la formation du biofilm était nettement plus prononcée sur le Ti-pc que sur les trois

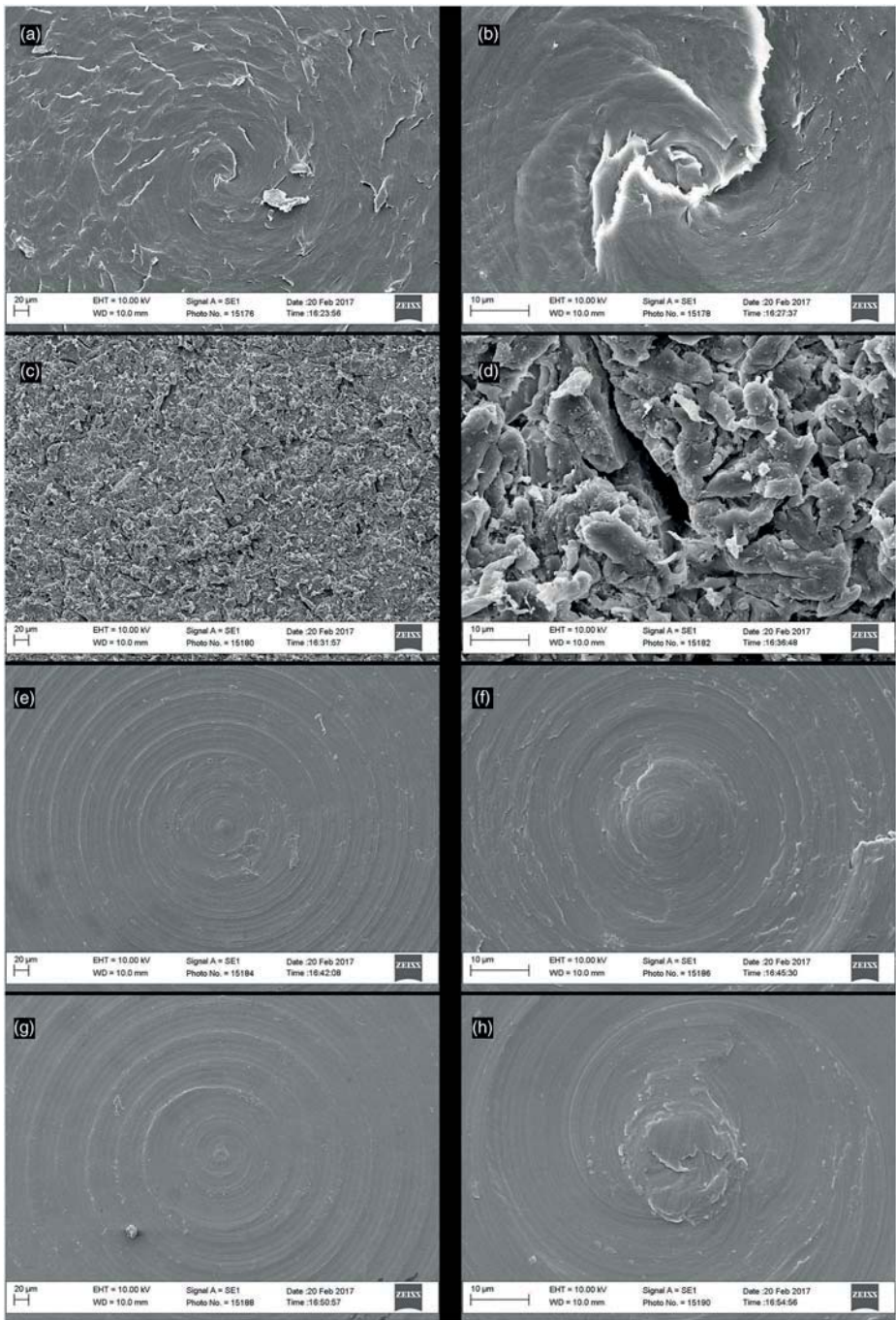


Fig. 1 : Micrographies par microscopie électronique à balayage de : (a et b) polyétheréthercétone (PEEK), (c et d) PEEK sablé, (e et f) titane pur commercial, et (g et h) titane-6 aluminum-4 vanadium. Images à gauche : trait représentant l'échelle=20 µm, et images agrandies à droite, trait représentant l'échelle=10 µm.

AD



SIGN UP NOW!
The world's dental e-newsletter

DENTAL TRIBUNE



Stay informed on the latest news in dentistry!

www.dental-tribune.com

dti | Dental Tribune International

	Atomique %				
	C	O	Al	V	Ti
PEEK	82,00 (2,20)	16,61 (2,50)	nd	nd	nd
PEEK sablé	81,98 (3,49)	15,73 (3,60)	0,90 (0,96)	nd	nd
Ti-pc	nd	nd	nd	nd	96,97 (0,07)
Ti6Al4V	nd	nd	9,86 (0,64)	2,33 (0,74)	85,00 (0,47)

Tableau 2 : Résultats de l'analyse EDS

Abréviations : Ti-pc, titane pur commercial ; EDS, spectroscopie à rayons X à dispersion d'énergie ; PEEK, polyétheréthercétone ; nd, non détecté ; Ti6Al4V, titane-6 aluminium-4 vanadium.
Valeurs moyennes de la composition atomique des quatre matériaux analysés par EDS. Les écarts-types sont indiqués entre parenthèses.

autres matériaux, comme l'a confirmé une ANOVA à deux facteurs (< 0,05). La formation du biofilm par *S. gordonii* était plus importante sur les quatre matériaux lorsque la bactérie avait été cultivée en présence de sucrose par rapport à une culture sans sucrose (Figure 4). Une substance extracellulaire amorphe, supposée être un polysaccharide, est apparue sur les images MEB de toutes les souches après des périodes prolongées de culture et, comme attendu, elle était moins abondante dans les échantillons contenant *S. gordonii* qui avaient été cultivés sans sucrose. Dans les deux cas, on observait une quantité beaucoup plus importante de biofilm sur le PEEK

sablé que sur le PEEK. Les images MEB de *S. oralis* et *S. gordonii* sur la surface plus rugueuse du PEEK sablé (Figure 5) montrent des chaînes de bactéries logées dans les fissures et les anfractuosités. Il n'existait aucune différence significative dans la quantité de biofilms formée sur le Ti-pc et le Ti6Al4V.

4 Discussion

Les résultats de cette étude *in vitro* ont conclu à une bonne croissance bactérienne sur tous les matériaux et ils sont similaires à ceux de Barton et al. (1996), qui ont montré que les bactéries adhéraient de manière tout aussi efficace à de nombreux polymères

orthopédiques. Toutefois, on a observé des différences significatives dans la croissance bactérienne entre les divers groupes de matériaux.

Nous avons fait l'hypothèse que la formation du biofilm serait affectée par les compositions et rugosités variables des matériaux. La croissance de *S. sanguinis* s'est avérée moins forte sur le Ti6Al4V que dans les autres groupes à 72 heures. Cependant, après 120 heures, on n'observait plus aucune différence entre les groupes, peut-être parce que le ralentissement de cette croissance ponctuelle était le résultat d'une compétition pour l'espace et les éléments nutritifs.

Nous avons pu confirmer que la rugosité de surface avait un impact sur l'adhésion des bactéries à ces matériaux. En comparant les effets du matériau et du temps, nous avons constaté une formation du biofilm par *S. sanguinis* nettement plus importante sur le PEEK et le PEEK sablé que sur le Ti6Al4V. La croissance de *S. oralis* a également été plus forte sur le PEEK sablé que sur tous les autres groupes. La même tendance a pu être observée avec *S. gordonii*, qui a formé une quantité beaucoup plus importante de biofilm sur le PEEK sablé que sur le PEEK, tant avec que sans sucrose. Il est bien connu qu'une rugosité de surface accrue augmente la quantité de bactéries dans le biofilm par rapport à une surface plus lisse (Teughels et al., 2006). Cela tient notamment à ce que les bactéries peuvent se fixer plus facilement et sont protégées dans les fissures micrométriques de la surface plus rugueuse (Bollen et al., 1997), ainsi qu'on peut le voir sur les images MEB de la figure 5.

Les cellules fixées disposent également d'une surface plus importante pour croître, comme l'indique le paramètre Sdr, qui était nettement plus élevé sur le PEEK sablé. Ce paramètre Sdr représente la surface supplémentaire attribuable à la rugosité, par rapport à une surface totalement plane. Pour des matériaux implantés destinés à former une interface avec le tissu osseux, il est souhaitable de créer une surface rugueuse qui favorise la pénétration du tissu dans la surface. Par contre, en présence de composants non implantés tels que les piliers dentaires, il est important de conserver les biomatériaux présents dans la cavité orale aussi lisses que possible. Cette précaution permet de prévenir les infections en réduisant la quantité de biofilm formée sur les surfaces et facilite également le nettoyage. Les rainures d'usinage présentes sur les échantillons augmentent légèrement la surface disponible pour la colonisation, et pourraient contribuer à l'ancrage du biofilm convergent. Toutefois, il est peu probable que leur présence affecte considérablement l'adhésion initiale des bactéries, car elles sont beaucoup plus larges que les cellules bactériennes.

Certains auteurs ont également évoqué une influence de la mouillabilité d'un biomatériau sur la formation du biofilm (Wassmann, Kreis, Behr et Buergers, 2017). Les matériaux qui possèdent une énergie libre de surface élevée, produisent une surface plus mouillable et sont davantage susceptibles de fixer les bactéries (Teughels et al., 2006), bien que cela dépende du caractère hydrophobe des bactéries (Song, Koo, et Ren, 2015). Dans la présente étude toutefois, le plus grand angle de contact (mouillabilité moindre) a été observé sur le PEEK sablé, suivi du PEEK. Cela s'explique peut-être par

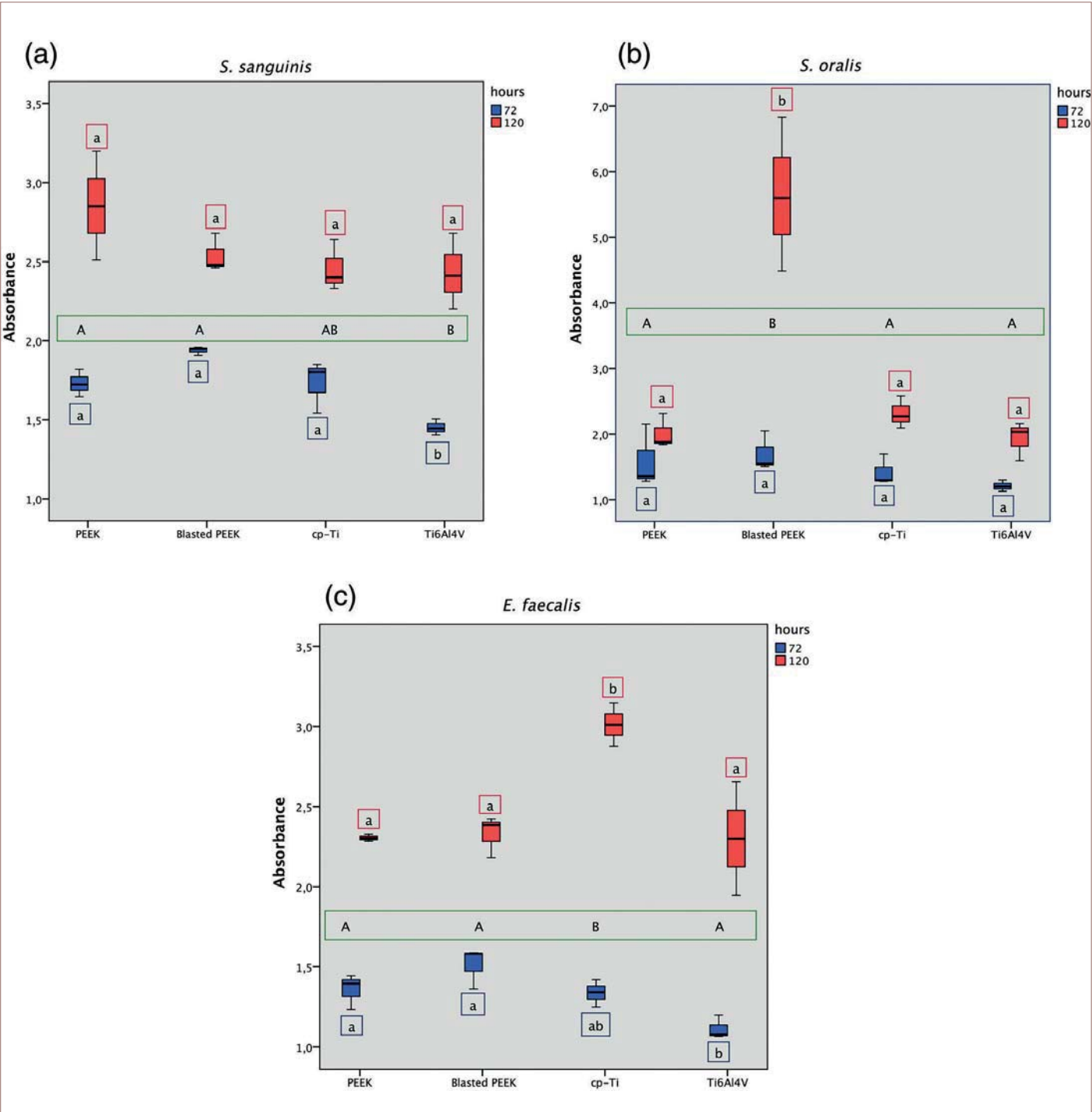


Fig 2 : Formation du biofilm par (a) *Streptococcus sanguinis*, (b) *Streptococcus oralis*, (c) *Enterococcus faecalis*. Le diagramme en boîtes illustre l'absorbance du cristal violet à 590 nm à 72 heures (bleu) et 120 heures (rouge). Les valeurs médianes à 72 heures et 120 heures qui ne sont pas indiquées par une même lettre minuscule sont sensiblement différentes – calcul effectué par une analyse de la variance à un facteur (ANOVA) $p < 0,05$ suivie d'un test post hoc de Tukey. Différences significatives entre les matériaux, calculées par une ANOVA à deux facteurs suivie d'un test post hoc de Tukey ($p < 0,05$). Les valeurs médianes qui ne sont pas indiquées par une même lettre majuscule sont sensiblement différentes.

Matériau	Angle de contact avec l'eau, θ (°)
PEEK	70,33 (1,57) ^a
PEEK sablé	108,36 (2,48) ^b
Ti-pc	62,43 (1,45) ^c
Ti6Al4V	58,82 (1,92) ^c

Tableau 3 : Mesures de l'angle de contact pour les différents matériaux.

Abréviations : Ti-pc, titane pur commercial ; PEEK, polyétheréthercétone ; Ti6Al4V, titane-6 aluminium-4 vanadium.
Angles de contact moyens et leurs écarts-types entre la goutte de liquide et la surface solide (°). $N = 3$. Les valeurs moyennes n'ayant pas le même exposant sont sensiblement différentes – calcul effectué par une analyse de la variance à un facteur, suivie d'un test post hoc de Tukey, niveau de signification fixé à $p < 0,05$.

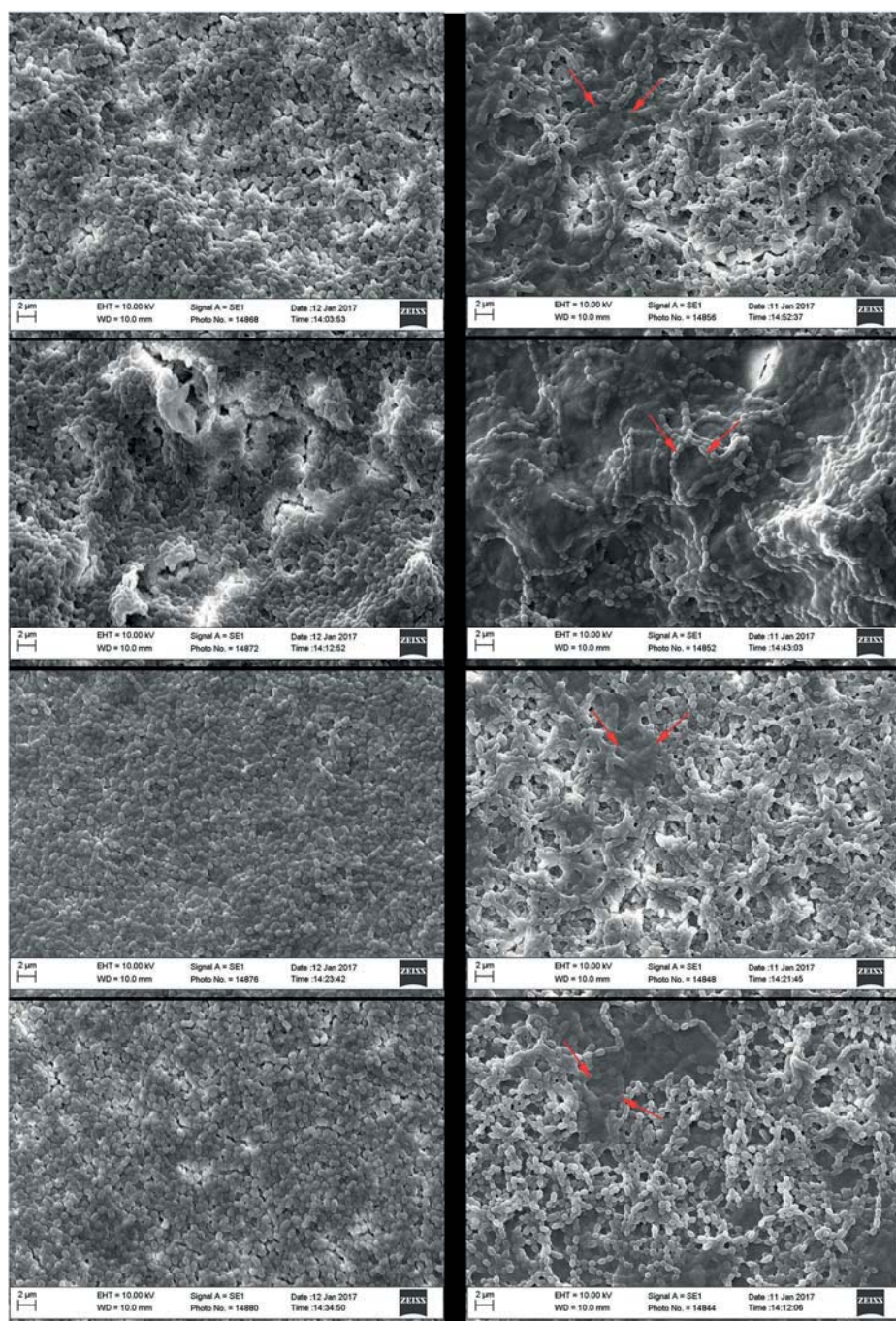


Fig 3 : Micrographies par microscopie électronique à balayage des biofilms formés par *Streptococcus sanguinis* à 72 heures (gauche) et 120 heures (droite), de haut en bas : polyéthéréthercétone (PEEK), PEEK sablé, titane pur commercial, et titane-6 aluminium-4 vanadium. Les biofilms sont clairement présents sur toutes les surfaces. Certaines des bactéries présentes sur les images, surtout à 120 heures, sont masquées par une substance ayant l'aspect d'une matrice (taches foncées) autour des streptocoques. Trait représentant l'échelle = 2 µm sur toutes les images.

l'air qui, piégé dans les espaces présents entre les éléments de surface saillants, repousse les gouttelettes d'eau. Ce phénomène a été observé avec de nombreuses surfaces rugueuses similaires (Bico, Thiele et Quere, 2002). *S. sanguinis* et *S. oralis* sont tous deux considérés comme des bactéries hydrophobes, et leur adhésion préférentielle aux surfaces hydrophobes a déjà été démontrée (Song et al., 2015). Outre la surface accrue, cette propriété pourrait être un facteur contributif qui explique leur affinité apparente pour les surfaces en PEEK sablé.

La composition chimique de la surface du matériau pourrait également jouer un rôle dans la formation du biofilm (Auschill et al., 2002). La fixation des bactéries à différentes surfaces, implique des mécanismes complexes faisant intervenir diverses forces physico-chimiques qui attirent ou repoussent les bactéries (Teughels et al., 2006). Les analyses EDS ont montré des traces d'aluminium dans le PEEK sablé, dont l'origine était très probablement le sablage par air-abrasion de la surface de PEEK par des particules d'oxyde d'aluminium (Al_2O_3), mais ceci n'entraîne aucune activité antimicrobienne significative (Jastrzqbska, Karwowska, Olszyna et Kunicki, 2013) et n'a probablement aucun effet sur la formation du biofilm. Jusqu'à présent, il n'y a que peu d'études sur l'influence de la chimie de surface du

PEEK associée à la croissance bactérienne. Dans la mesure où tant la composition que la rugosité de la surface affectent la mouillabilité, il est difficile de déterminer quel paramètre est le plus influent. Toutefois, même si le degré de mouillabilité et la rugosité de surface ont une interaction commune, tout porte à croire que cette dernière est le plus prévalent de ces deux paramètres (Quirynen et Bollen, 1995). Pour comparer les effets de la composition de la surface uniquement, on aurait pu uniformiser la rugosité des surfaces du Ti et du PEEK, et nous admettons qu'il y a là une faille dans cette étude, qui devra faire l'objet d'un travail ultérieur. Néanmoins, bien que la composition du matériau puisse jouer un rôle, l'accroissement de surface créé par les pores superficiels est probablement le paramètre le plus influent, car il permet la pénétration et le piégeage des bactéries dans les irrégularités de cette surface, comme le montre la figure 5. Après 72 et 120 heures, le relief superficiel est minimisé par une couche convergente de bactéries qui remplit les fissures et les anfractuosités de toutes les surfaces (Figure 3).

Nos résultats suggèrent que le PEEK usiné n'est pas plus exposé à la colonisation bactérienne que le Ti-pc ou le TiAl6V4, et sur ce plan, il représente une solution appropriée pour remplacer les métaux en dentisterie prothétique. Des résultats comparables ont

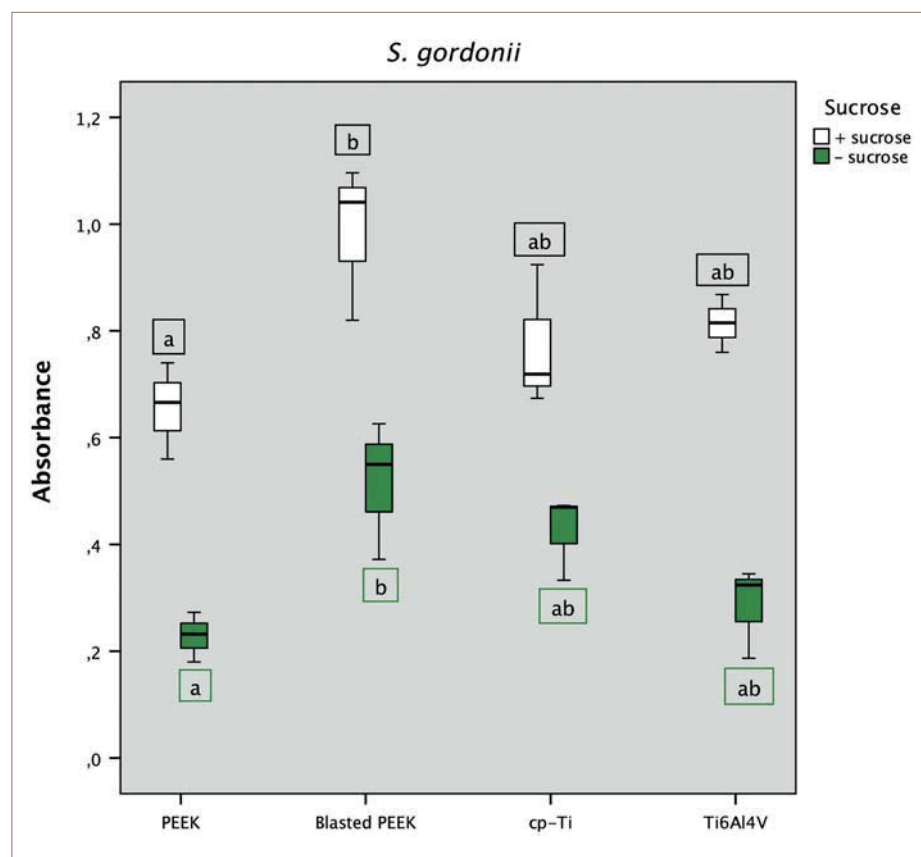


Fig 4 : Formation du biofilm par *Streptococcus gordonii* à 48 heures. Le diagramme en boîtes illustre l'absorbance du cristal violet à 590 nm en présence de sucrose à 1 % (boîtes blanches), et en son absence (boîtes vertes). Les médianes qui ne sont pas indiquées par une même lettre minuscule sont sensiblement différentes – calcul effectué par une analyse de la variance à un facteur (ANOVA) $p < 0,05$ suivie d'un test post hoc de Tukey.

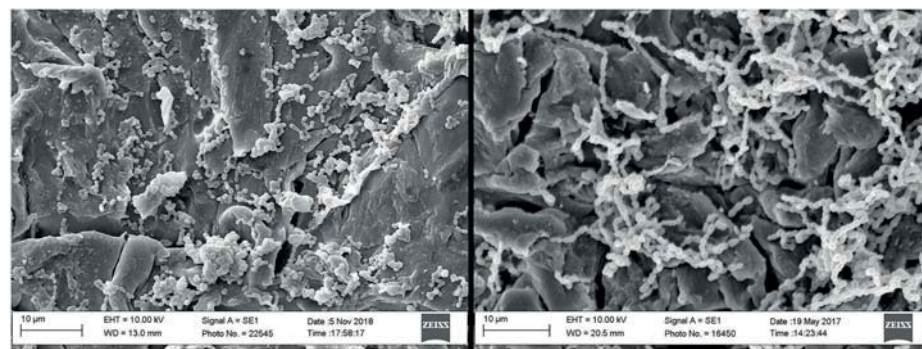


Fig 5 : Biofilm formé par *Streptococcus oralis* (gauche) et *Streptococcus gordonii* (droite) sur le polyéthéréthercétone (PEEK) sablé à 48 heures. Certaines chaînes bactériennes sont visibles dans les fissures et les anfractuosités. Trait représentant l'échelle = 10 µm

été présentés dans le cadre d'une comparaison de la formation du biofilm par *S. aureus* et *S. epidermidis* sur le PEEK et sur le Ti (Stawarczyk et al., 2014). Dans notre étude, nous avons observé des taux similaires de croissance bactérienne sur le Ti-pc et le Ti6Al4V en présence des colonisateurs primaires *S. sanguinis*, *S. oralis* et *S. gordonii*. Cette observation était prévue, car les deux matériaux présentent une rugosité et une mouillabilité comparables (Mabboux, Ponsionnet, Morrier, Jaffrezic et Barsotti, 2004) et elle est conforme aux résultats de Wang et al. concernant *S. sanguinis* (2018). Une croissance beaucoup plus forte d'*E. faecalis* a cependant été constatée sur le Ti-pc par rapport aux trois autres surfaces. Une étude plus approfondie est nécessaire pour en obtenir la confirmation. Ceci est sans doute lié aux propriétés de la surface des bactéries et à leur sensibilité à l'aluminium ou au vanadium présents dans l'alliage. Barao et al. (2014) ont observé une meilleure fixation de *Porphyromonas gingivalis* au Ti-pc qu'au Ti6Al4V. Ils ont suggéré que la fixation moindre de *P. gingivalis* au Ti6Al4V était peut-être due à l'effet antimicrobien du vanadium (Tousley, Wren, Towler et Mellott – 2012). Cependant, Wang et al. (2018) ont constaté une adhésion plus importante des bactéries *E. coli*, *S. epidermidis* et *S. sanguinis* au vanadium pur par rapport à l'aluminium pur. Jusqu'à présent, les quelques études *in vitro* ayant comparé la croissance bacté-

rienne sur le Ti-pc et le Ti6Al4V présentent des résultats contradictoires, en fonction des espèces bactériennes et de la conception des études. Les incohérences dans les résultats peuvent également être dues à l'hétérogénéité des propriétés de la paroi cellulaire dans les sous-populations de cellules d'une même espèce bactérienne, comme l'ont rapporté van Merode, van der Mei, Busscher et Krom (2006) pour *E. faecalis*. Dans un article de synthèse, Shah, Trobos, Thomsen et Palmquist (2016) ont également souligné le manque d'études *in vivo* concernant la croissance bactérienne et les différences entre le Ti-pc et le Ti6Al4V.

Les biomatériaux introduits dans l'environnement buccal sont immédiatement recouverts par une fine pellicule constituée de diverses protéines, enzymes et autres molécules salivaires auxquelles les bactéries peuvent se fixer pour former un biofilm (Teughels et al., 2006). Mais si la salive facilite l'adhésion bactérienne, elle contient aussi des protéines antibactériennes qui inhibent la croissance et l'adhésion (Hannig et Hannig, 2009). De plus, la pellicule exogène acquise peut dans une certaine mesure uniformiser les différences dans les propriétés physico-chimiques des surfaces (Hannig et Hannig, 2009). Dans notre étude, les bactéries n'ont pas été cultivées en présence de salive, et donc son effet n'a pas été pris en compte. Un autre aspect important à considérer est la composition des biofilms dans

la plaque dentaire. En effet, ils ne contiennent pas qu’une seule espèce, mais sont au contraire constitués de communautés où plusieurs espèces différentes interagissent de façon complexe et répondent aux changements de l’environnement comme une seule entité (Marsh, 2004). Même si les caractéristiques d’espèces bien particulières étaient examinées séparément dans la présente étude, les colonisateurs précoces *S. sanguinis*, *S. oralis* et *S. gordonii* sont aussi importants dans la mesure où ils permettent la fixation de colonisateurs tardifs et, par conséquent, ils influencent la composition du biofilm au cours de sa maturation. Des études ultérieures incluront des biofilms multiespèces plus complexes en présence de salive.

5 Conclusions

Dans les limites de cette étude *in vitro*, on peut conclure que l’adhésion bactérienne était similaire sur le PEEK, le Ti-pc et le Ti6Al4V. Toutefois, le PEEK sablé, pourvu d’une topographie de surface plus rugueuse, a présenté une formation plus importante du biofilm par *S. sanguinis*, *S. oralis*, et *S. gordonii*.

REMERCIEMENTS :

Nous remercions le Dr Torgny Alstad pour sa contribution à l’analyse statistique et le Dr Nina Vyas pour l’aide apportée à l’obtention de certaines des images MEB. Cette étude a été appuyée par des subventions de la fondation Wilhelm and Martina Lundgren Science Foundation.

ORCID :

Sargon Barkarmo
https://orcid.org/0000-0001-9733-0927

RÉFÉRENCES :

– Aas, J. A., Paster, B. J., Stokes, L. N., Olsen, I., & Dewhirst, F. E. (2005). Defining the normal bacterial flora of the oral cavity. *Journal of Clinical Microbiology*, 43(11), 5721-5732. https://doi.org/10.1128/JCM.43.11.5721-5732.2005

– Alonzo-Rodriguez, E., Cebrian, J. L., Nieto, M. J., Del Castillo, J. L., Hernandez-Godoy, J., & Burgueno, M. (2015). Polyetheretherketone custom-made implants for craniofacial defects: Report of 14 cases and review of the literature. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 43(7), 1232-1238. https://doi.org/10.1016/j.jcms.2015.04.028

– Ausschill, T. M., Arweiler, N. B., Brecx, M., Reich, E., Sculean, A., & Netuschil, L. (2002). The effect of dental restorative materials on dental biofilm. *European Journal of Oral Sciences*, 110(1), 48-53. https://doi.org/10.1046/j.0909-8836.2001.101160.x

– Barão, V. A., Yoon, C. J., Mathew, M. T., Yuan, J. C. C., Wu, C. D., & Sukotjo, C. (2014). Attachment of Porphyromonas gingivalis to corroded commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium alloy. *Journal of Periodontology*, 85(9), 1275-1282. https://doi.org/10.1902/jop.2014.130595

– Barton, A. J., Sagers, R. D., & Pitt, W. G. (1996). Bacterial adhesion to orthopedic implant polymers. *Journal of Biomedical Materials Research*, 30(3), 403-410. https://doi.org/10.1002/(SICI)1097-4636(199603)30:3<403::AID-JBM15>3.0.CO;2-K

– Bico, J., Thiele, U., & Quere, D. (2002). Wetting of textured surfaces. *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*, 206(1-3), 41-46. https://doi.org/10.1016/S0927-7757(02)00061-4

– Bollen, C., Lambrechts, P., & Quirynen, M. (1997). Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: A review of the literature. *Dental Materials*, 13(4), 258-269. https://doi.org/10.1016/S0109-5641(97)80038-3

– Busscher, H., Rinastiti, M., Siswomihardjo, W., & Van der Mei, H. (2010). Biofilm formation on dental restorative and implant materials. *Journal of Dental Research*, 89(7), 657-665. https://doi.org/10.1177/0022034510368644

– Christensen, G. D., Simpson, W. A., Younger, J., Baddour, L., Barrett, F., Melton, D., & Beachey, E. (1985). Adherence of coagulase-negative staphylococci to plastic tissue culture plates: A quantitative model for the adherence of staphylococci to medical devices. *Journal of Clinical Microbiology*, 22(6), 996-1006.

– Dahlen, G. (2009). Bacterial infections of the oral mucosa. *Periodontology* 2000, 49,13-38. https://doi.org/10.1111/j.1600-0757.2008.00295.x

– Hahnel, S., Wieser, A., Lang, R., & Rosentritt, M. (2015). Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clinical Oral Implants Research*, 26(11), 1297-1301. https://doi.org/10.1111/clr.12454

– Hannig, C., & Hannig, M. (2009). The oral cavity – A key system to understand substratum-dependent bioadhesion on solid surfaces in man. *Clinical Oral Investigations*, 13(2), 123-139. https://doi.org/10.1007/s00784-008-0243-3

– Hojo, K., Nagaoka, S., Ohshima, T., & Maeda, N. (2009). Bacterial interactions in dental biofilm development. *Journal of Dental Research*, 88(11), 982-990. https://doi.org/10.1177/0022034509346811

– Jastrzębska, A. M., Karwowska, E., Olszyna, A. R., & Kunicki, A. R. (2013). Comparative assessment of antimicrobial efficiency of ionic silver, silver monoxide, and metallic silver incorporated onto an aluminum oxide nanopowder carrier. *Journal of Nanoscience*, 2013,1-12. https://doi.org/10.1155/2013/263583

– Kolenbrander, P. E., Palmer, R. J. Jr., Periasamy, S., & Jakubovics, N. S. (2010). Oral multispecies biofilm development and the key role of cell-cell distance. *Nature Reviews Microbiology*, 8(7), 471-480. https://doi.org/10.1038/nrmicro2381

– Koudih, B., Zmantar, T., Mahdouani, K., Hentati, H., & Bakhrouf, A. (2011). Antibiotic resistance and adhesion properties of oral Enterococci associated to dental caries. *BMC Microbiology*, 11(1), 155. https://doi.org/10.1186/1471-2180-11-155

– Kreth, J., Merritt, J., & Qi, F. (2009). Bacterial and host interactions of oral streptococci. *DNA and Cell Biology*, 28(8), 397-403. https://doi.org/10.1089/dna.2009.0868

– Kurtz, S. M., & Devine, J. N. (2007). PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*, 28(32), 4845-4869. https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2007.07.013

– Lenguerrand, E., Whitehouse, M. R., Beswick, A. D., Jones, S. A., Porter, M. L., & Blom, A. W. (2017). Revision for prosthetic joint infection following hip arthroplasty: Evidence from the National Joint Registry. *Bone & Joint Research*, 6(6), 391-398. https://doi.org/10.1302/2046-3758.66.BJR-2017-0003.R1

– Lied, B., Roenning, P. A., Sundseth, J., & Helseth, E. (2010). Anterior cervical discectomy with fusion in patients with cervical disc degeneration: A prospective outcome study of 258 patients (181 fused with autologous bone graft and 77 fused with a PEEK cage). *BMC Surgery*, 10, 10. https://doi.org/10.1186/1471-2482-10-10

– Mabboux, F., Ponsonnet, L., Morrier, J.-J., Jaffrezic, N., & Barsotti, O. (2004). Surface free energy and bacterial retention to saliva-coated dental implant materials -An in vitro study. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 39(4), 199-205. https://doi.org/10.1016/j.colsurfb.2004.08.002

– Marsh, P. (2004). Dental plaque as a microbial biofilm. *Caries Research*, 38(3), 204-211. https://doi.org/10.1159/000077756

– Mombelli, A., Muller, N., & Cionca, N. (2012). The epidemiology of peri-implantitis. *Clinical Oral Implants Research*, 23,67-76. https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2012.02541.x

– Moons, P., Michiels, C. W., & Aertsen, A. (2009). Bacterial interactions in biofilms. *Critical Reviews in Microbiology*, 35(3), 157-168. https://doi.org/10.1080/10408410902809431

– Moriarty, T., Poulsson, A., Rochford, E., & Richards, R. (2011). Bacterial adhesion and biomaterial surfaces. In P. Ducheyne (Ed.), *Comprehensive biomaterials* (Vol. 4) (pp. 75-100). Oxford: Elsevier.

– Najeeb, S., Zafar, M. S., Khurshid, Z., & Siddiqui, F. (2016). Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(1), 12-19. https://doi.org/10.1016/j.jpor.2015.10.001

– Øilo, M., & Bakken, V. (2015). Biofilm and dental biomaterials. *Materials*, 8(6), 2887-2900. https://doi.org/10.3390/ma8062887

– Periasamy, S., & Kolenbrander, P. E. (2010). Central role of the early colonizer Veillonella

sp. in establishing multispecies biofilm communities with initial, middle, and late colonizers of enamel. *Journal of Bacteriology*, 192(12), 2965-2972. https://doi.org/10.1128/JB.01631-09

– Quirynen, M., & Bollen, C. (1995). The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man: A review of the literature. *Journal of Clinical Periodontology*, 22(1), 1-14.

– Rochford, E., Poulsson, A., Varela, J. S., Lezuo, P., Richards, R., & Moriarty, T. (2014). Bacterial adhesion to orthopaedic implant materials and a novel oxygen plasma modified PEEK surface. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 113, 213-222. https://doi.org/10.1016/j.colsurfb.2013.09.012

– Santing, H. J., Meijer, H. J., Raghoobar, G. M., & Ozcan, M. (2012). Fracture strength and failure mode of maxillary implant-supported provisional single crowns: A comparison of composite resin crowns fabricated directly over PEEK abutments and solid titanium abutments. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(6), 882-889. https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2010.00322.x

– Shah, F. A., Trobos, M., Thomsen, P., & Palmquist, A. (2016). Commercially pure titanium (cp-Ti) versus titanium alloy (Ti6Al4V) materials as bone anchored implants - Is one truly better than the other? *Materials Science and Engineering:C*, 62, 960-966. https://doi.org/10.1016/j.msec.2016.01.032

– Song, F., Koo, H., & Ren, D. (2015). Effects of material properties on bacterial adhesion and biofilm formation. *Journal of Dental Research*, 94(8), 1027-1034. https://doi.org/10.1177/0022034515587690

– Stawarczyk, B., Beuer, F., Wimmer, T., Jahn, D., Sener, B., Roos, M., & Schmidlin, P. R. (2013). Polyetheretherketone - A suitable material for fixed dental prostheses. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 101(7), 1209-1216. https://doi.org/10.1002/jbm.b.32932

– Teughels, W., Van Assche, N., Sliepen, I., & Quirynen, M. (2006). Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. *Clinical Oral Implants Research*, 17(S2), 68-81. https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2006.01353.x

– Tousley, M., Wren, A., Towler, M., & Mellott, N. (2012). Processing, characterization, and bactericidal activity of undoped and silver-doped vanadium oxides. *Materials Chemistry and Physics*, 137(2), 596-603. https://doi.org/10.1016/j.matchemphys.2012.10.008

– van Merode, A. E., van der Mei, H. C., Busscher, H. J., & Krom, B. P. (2006). Influence of culture heterogeneity in cell surface charge on adhesion and biofilm formation by Enterococcus faecalis. *Journal of Bacteriology*, 188(7), 2421-2426. https://doi.org/10.1128/JB.188.7.2421-2426.2006

– Wang, A., Jones, I. P., Landini, G., Mei, J., Tse, Y. Y., Li, Y. X., Sammons, R. L. (2018). Backscattered electron imaging and electron backscattered diffraction in the study of bacterial attachment to titanium alloy structure. *Journal of Microscopy*, 270(1), 53-63. https://doi.org/10.1111/jmi.12649

– Wassmann, T., Kreis, S., Behr, M., & Buergers, R. (2017). The influence of surface texture and wettability on initial bacterial adhesion on titanium and zirconium oxide dental implants. *International Journal of Implant Dentistry*, 3(1), 32. https://doi.org/10.1186/s40729-017-0093-3

– Wennerberg, A., & Albrektsson, T. (2000). Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 15(3), 331-344.

Comment citer cet article : Barkarmo S, Longhorn D, Leer K, et al. Biofilm formation on polyetheretherketone and titanium surfaces. *Clin Exp Dent Res*. 2019; 5:427-437. https://doi.org/10.1002/cre2.205

AD

Dental Tribune International

The World's Dental Marketplace

www.dental-tribune.com

dti Dental Tribune International



Masterclass
Dental



Welcome to MasterClass.Dental

Online classes taught by the world's best doctors
directly from their practice



OBSERVE



DISCUSS



YOUR CASE



ON DEMAND



ALL DEVICES



GUARANTEED

www.MasterClass.Dental



Tribune Group



ADA C·E·R·P® | Continuing Education
Recognition Program

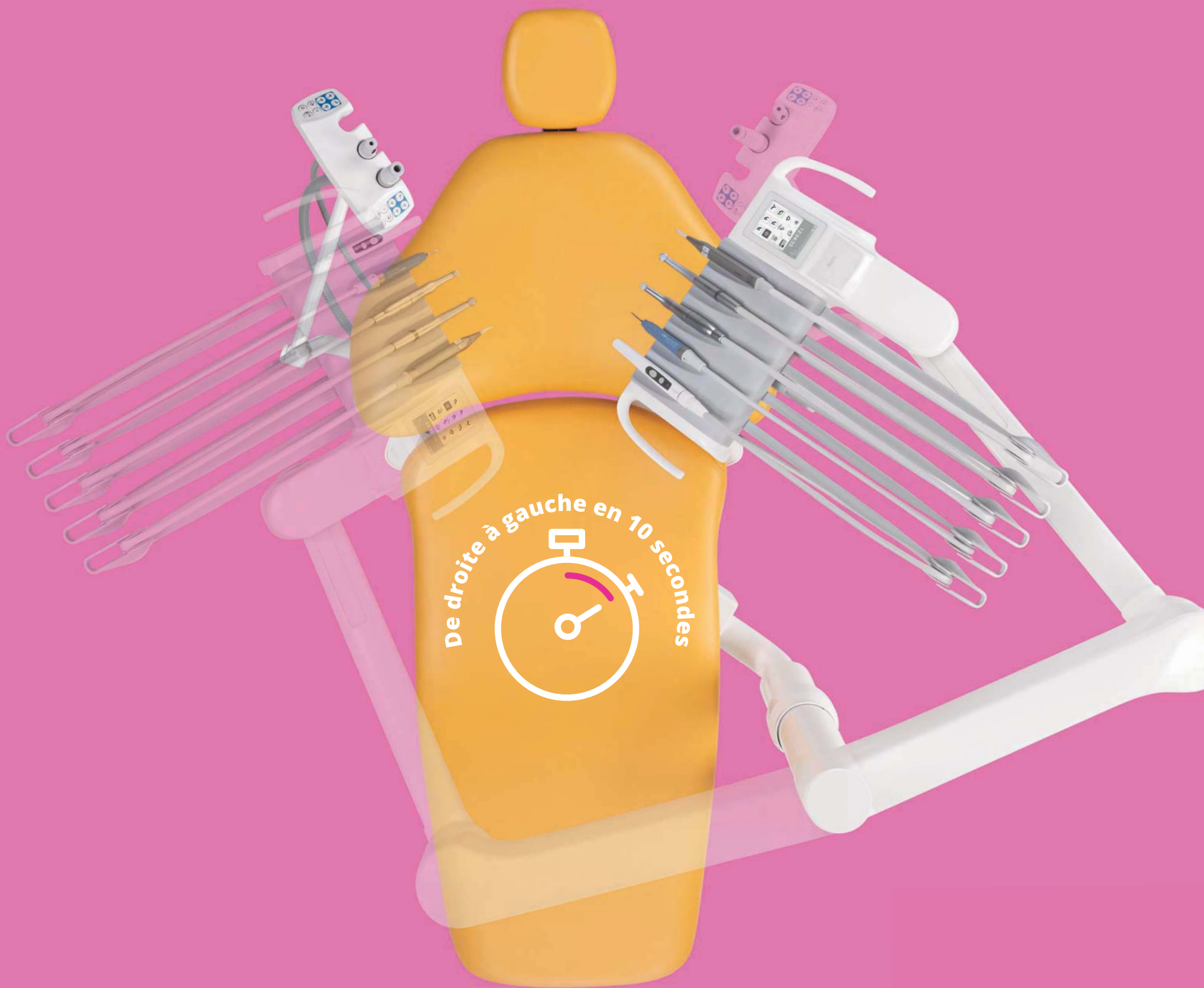
Tribune Group GmbH is an ADA CERP Recognized Provider.
ADA CERP is a service of the American Dental Association to assist dental professionals in identifying
quality providers of continuing dental education. ADA CERP does not approve or endorse individual
courses or instructors, nor does it imply acceptance of credit hours by boards of dentistry.

Tribune Group GmbH designates this activity for 1 continuing education credits.
This continuing education activity has been planned and implemented in accordance with the
standards of the ADA Continuing Education Recognition Program (ADA CERP) through joint efforts
between Tribune Group GmbH and Dental Tribune Int. GmbH.

Planmeca Compact™ i3

Le temps que vous lisiez ces quelques lignes, vous auriez déjà pu faire passer votre fauteuil Planmeca Compact™ i3 d'une configuration droitier à gaucher, ou inversement. Qu'attendez-vous pour l'essayer ?

Nous sommes persuadés qu'une excellente ergonomie, une grande facilité d'utilisation et un flux de tâches fluide doivent être la norme et non pas un luxe. L'unit dentaire Planmeca Compact™ i3 permet aux professionnels des soins dentaires de travailler confortablement dans toutes les positions, qu'ils soient droitiers ou gauchers.



Compact, rapide et ingénieux

Demandez plus d'informations et une démonstration : planmeca.france@planmeca.fr

Planmeca France 34 rue du Pré Gauchet 44000 NANTES
Tél. 02 51 83 64 68 - Mél. planmeca.france@planmeca.fr - www.planmeca.fr



PLANMECA

Ces produits sont des dispositifs médicaux de classe IIb réservés aux professionnels de santé.