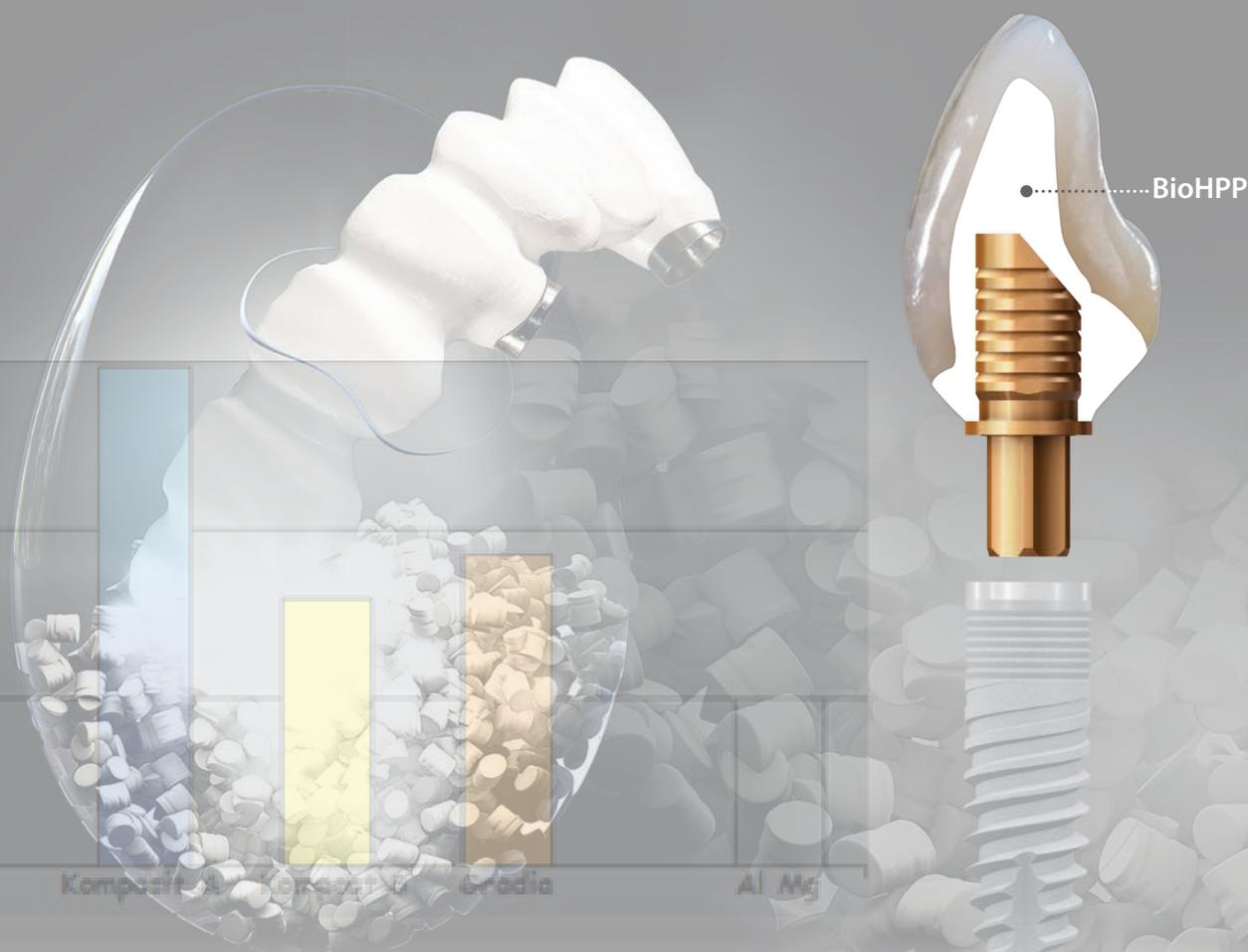


BioHPP Résultats scientifiques 2011-2018



BioHPP – La nouvelle classe de matériaux en prothèse

Index

Préface	4
Classification des polymères industriels	5
1 Détermination scientifique des propriétés du matériau BioHPP	6
2 Examens in-vitro de BioHPP dans la technique des télescopes	10
3 Résistance cohésive entre PEEK et les résines cosmétiques en fonction de la préparation des surfaces dans l'essai de cisaillement selon EN ISO 10477	12
4 Influence de la fabrication sur la charge de rupture de bridges en PEEK à 3 éléments	14
5 Etudes sur le nettoyage du matériau pour infrastructures BioHPP	16
6 Formation de la couche d'oxyde lors de la pressée de piliers préfabriqués en titane avec BioHPP	18
7 Examens in-vitro de bridges à 4 éléments sur dies en résine (TCML et résistance à la fracture): conception entièrement anatomique en PEEK fraisé et pressé	20
8 Contrôle des forces de rétention entre le pilier (titane, BioHPP) et la coiffe (dioxyde de zircon, BioHPP) avec angle conique de 4°/8° pour vérifier différents ciments	22
9 Examens in-vitro de bridges à 4 éléments sur dents humaines (TCML et résistance à la fracture) avec différentes morphologies d'infrastructures et de revêtements cosmétiques	24
10 Examens in-vitro de bridges standardisés à trois éléments	25
11 Charge de rupture et types de défaillances de prothèses conjointes en PEEK à divers revêtements cosmétiques.....	26
12 Accumulation de bactéries sur BioHPP.....	28
13 Influences de diverses méthodes de traitement de surface sur l'angle de contact et la rugosité de surface	30
14 Etudes sur la perte osseuse péri-implantaire marginale en cas de sollicitation immédiate. Comparaison de la prothèse conjointe en arc avec structure métallique avec une structure en polyétheréthércétone	34
15 Etudes cliniques et expérimentales d'un pilier hybride à renforcement PEEK-titane avec mise en charge immédiate et avec couronne en céramique	36
16 Comportement des tissus péri-implantaires dans un environnement de matériaux exempts de métaux : Etude expérimentale avec des chiens	39
Bibliographie	42

Préface

Matériaux pour infrastructures physiologiques adaptés à la nature – du PEEK à BioHPP

Depuis plus de 35 ans déjà, le matériau pour implants PEEK est utilisé en médecine humaine (prothèse des doigts, éléments intermédiaires de la colonne vertébrale, prothèses des hanches). Les avantages résident dans les propriétés hautement compatibles du matériau qui permettent une intégration des prothèses dans les tissus osseux. D'autre part, les propriétés mécaniques du matériau ressemblent fortement à celles du squelette osseux.

PEEK (polyétheréthercétone) est un polymère de haute performance, il provient du groupe des polyaryléthercétone dont il est un des plus importants représentants. PEEK est un matériau bio-inerte auquel on peut faire appel pour insertion dans le corps humain. Il se distingue par son élasticité par laquelle il a plus de similitude avec les tissus osseux humains que les alliages à base de titane comme on les utilise par exemple pour remplacer des articulations.

Lorsqu'à la place de tels alliages on se sert de PEEK en tant que reconstitution d'implant, PEEK réduit les sollicitations qui agissent sur les tissus osseux ou autres tissus en comparaison aux matériaux à base de métaux. Le danger de résorption osseuse s'en trouve en conséquence réduit.

Alors que le PEEK est mis en œuvre depuis des décades en chirurgie pour les indications déjà mentionnées, ce matériau n'est pas encore utilisé depuis longtemps en odontologie. Pour la restauration prothétique avec des produits médicaux à base de PEEK, bredent vend le matériau BioHPP sous forme de pellets, granulés et ébauches de fraisage pour la mise en œuvre au laboratoire dentaire.

BioHPP est un PEEK spécialement modifié, il est enrichi de charges inorganiques (jusqu'à env. 30 %) et il est homologué pour les applications dentaires (classe MPG IIb). C'est ainsi que bredent a modifié les propriétés spécifiques du matériau pour leur application en tant que matériau pour infrastructures. Les propriétés biologiques du polymère de base PEEK n'ont pas été modifiées, mais considérablement améliorées en ce qui concerne les combinaisons de matériaux (par ex. composites cosmétiques et systèmes de cohésion) et propriétés mécaniques (par ex. élasticité et résistance à la flexion).

Le présent résumé de différentes études scientifiques fait ressortir les propriétés et avantages en comparaison aux matériaux classiques comme l'oxyde de zircon et les alliages de coulée dentaire.

Votre bredent group

Classification des polymères industriels

Dans le secteur dentaire l'expression « polymère de haute performance » est souvent utilisé à tort. Du point de vue chimie, l'expression découle de la température de service continu qui est située au-dessus de 150°C. En combinaison avec ses propriétés mécaniques exceptionnelles, PEEK forme une propre classe parmi les polymères standards et les polymères techniques.

Grâce à l'addition de charges inorganiques, BioHPP se situe également dans la catégorie la plus élevée et dépasse nettement les propriétés spécifiques au matériau PEEK. Avec tous les avantages mécaniques qu'il présente (excellente aptitude au polissage, cohésion des matériaux etc.) BioHPP se qualifie particulièrement pour une utilisation dans le secteur dentaire.

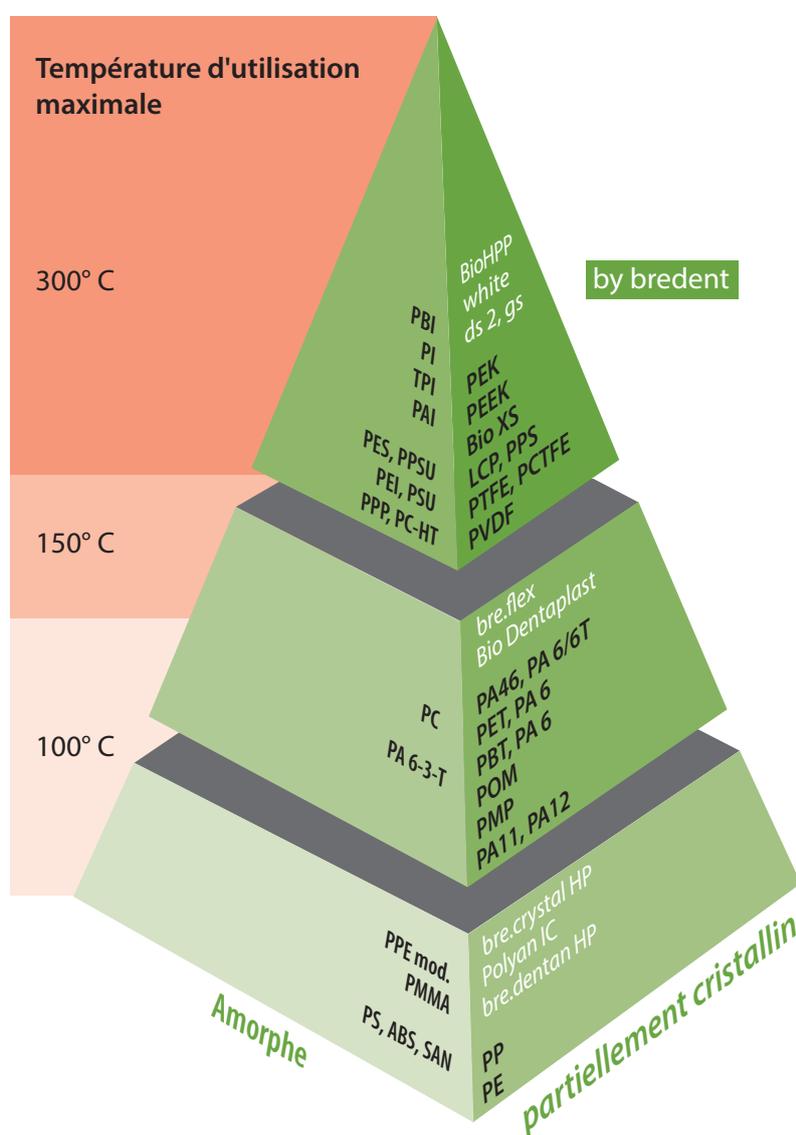


Fig. 1: La pyramide des polymères illustre la classification en polymères standards, en polymères techniques et en polymères de haute performance.

1 Détermination scientifique des propriétés du matériau BioHPP^{1,2)}

Prof. Dr. Roland Göbel, Dr. Angelika Rzanny
Clinique universitaire de Jéna
Polyclinique pour prothèse dentaire
et sciences des matériaux



L'objectif des travaux a été l'examen scientifique de la résine PEEK BioHPP de teinte blanche. Outre sa résistance à la flexion, son module d'élasticité et sa dureté, un examen de ses surfaces, des propriétés d'abrasion et de décoloration ainsi que la force de cohésion avec les composites de fixation ont été examinés.

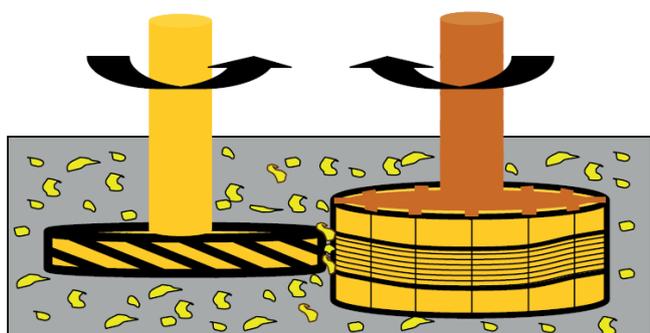


Fig.2: Représentation de principe de la machine à abraiser 3-mediums développée par De Gee (Willytec).³⁾

Résistance à l'abrasion de BioHPP en comparaison à divers composites cosmétiques et à l'amalgame en tant que matériau d'obturation

La détermination de la résistance à l'abrasion a été réalisée avec la machine à abraiser 3-mediums (Willytec), selon la méthode d'abrasion développée par De Gee. Une roue d'essai a été garnie de spécimens d'essai, un alliage en AlMg de la même dureté que l'amalgame et de la masse dentine Gradia ont servi de matériau de référence. Après le meulage d'introduction de la roue garnie, tout d'abord avec une grosse et ensuite une fine roue abrasive diamantée (force de pressée = 15 N), un test d'abrasion a été effectué avec une force de pressée de 20 N. Des substances de nettoyage dentaire HS RMS 11000015 ont servi comme mediums intermédiaires. La propension à l'abrasion de BioHPP (Fig. 2) s'est avérée avec 1,5 comparativement faible (alliage AlMg de la même dureté que l'amalgame = 1). On peut en déduire que des surfaces occlusales en BioHPP souffriraient moins de l'abrasion que d'autres résines cosmétiques. D'autre part les dents vitales en contact avec BioHPP seront moins usées qu'il n'en est le cas comme par ex. pour les matériaux en céramique.

Degré d'abrasion

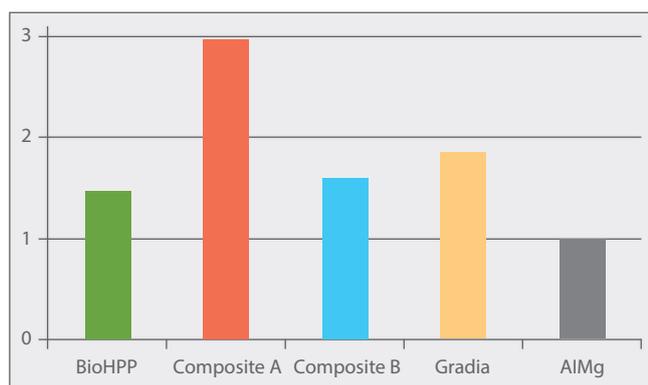


Fig. 3: Tendance à l'abrasion de BioHPP et de différents composites cosmétiques en comparaison à l'alliage AlMg⁴⁾

¹⁾ Vgl. Rzanny A, Goebel R, Küpper H. PEEK – ein interessanter Werkstoff und alternatives GerüstMatériau. ZWR – Das Deutsche Zahnärzteblatt. 2015;123:608-13.

²⁾ Vgl. Rzanny A, Göbel R, Facht M. BioHPP – Zusammenfassende Ergebnisse der werkstoffkundlichen Untersuchungen. Jena: Friedrich-Schiller-Universität; 2013.

³⁾ Rzanny, Werkstoffkundliche Untersuchungen, 2013, 5.

⁴⁾ Rzanny, PEEK – ein interessanter Werkstoff, ZWR 2015, 611.

⁵⁾ Rzanny, Werkstoffkundliche Untersuchungen, 2013, 9.

⁶⁾ Ebd., 12.

Tendance à la décoloration ΔE

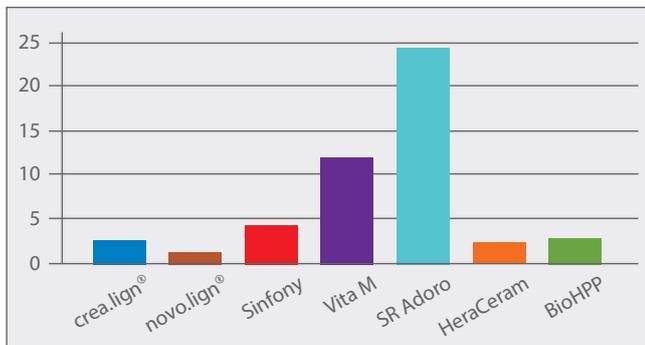


Fig. 4: Tendance à la décoloration ΔE de BioHPP après avoir reposé dans du café, thé, tabac, vin rouge et bleu de méthylène.⁵⁾

Rugosité de surface [μm]

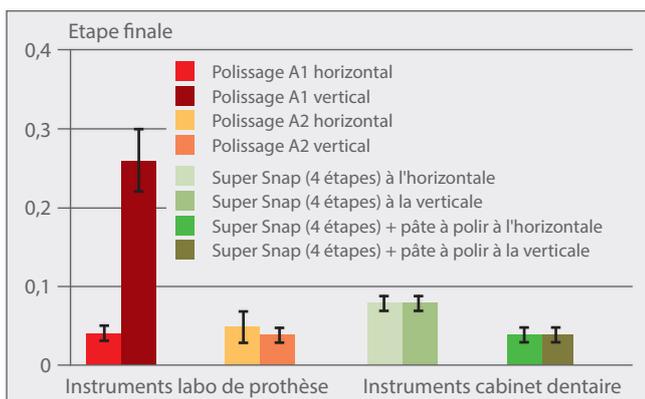


Fig. 5: Rugosité de surface de BioHPP à l'horizontale et à la verticale de la direction de travail après un différent type de polissage.⁶⁾

Usinage au laboratoire à l'aide d'une pièce à main (A1/A2):

1. Fraise en carbure de tungstène (denture croisée coarse) (REF H194GH40), faible pression de travail, 6.000-8.000 t/min
2. Pointe abrasive Diagen-Turbo-Grinder verte (REF 34000150), faible pression de travail, 6.000-8.000 t/min
3. Cylindre à polir en caoutchouc Ceragum (REF PWKG0650), très faible pression de travail, 6.000-8.000 t/min
4. Brossette à poils de chèvre avec pâte ponce fine, petite taille (REF 35000550), 5.000 t/min
5. Brossette à poils de chèvre (REF 35000550) avec pâte Abraso Starglanz, polissoir en coton (REF 35000650) sans produit de polissage, 6.000-8.000 t/min

Travail de polissage dentaire avec la pièce à main de l'unité du fauteuil dentaire (B):

Disques à polir Super Snap (Shofu) dans l'ordre suivant : Coarse, Medium, Fine, Superfine, pâte à polir DirectDia sur Super-Snap Buff Disk (Shofu) avec 10.000 t/min.

Tendance à la décoloration de BioHPP

Pour déterminer la tendance à la décoloration exogène, les spécimens de contrôle ont été immergés pendant 4 semaines dans diverses préparations de substances (café, thé, tabac, vin rouge, bleu de méthylène, eau distillée) à 37 °C. Les mesures de décoloration en comparaison au spécimen témoin (conservé au sec et dans l'obscurité à 37 °C) ont été réalisées à l'aide du ShadeEye-NCC (Shofu, Ratingen) qui fonctionne sur la base du système CIELAB en déterminant les valeurs $L^*a^*b^*$ relatives à la nuance de teinte, la luminosité et saturation. En s'appuyant sur l'écart moyen, la dispersion des valeurs $L^*a^*b^*$ a été calculée par rapport au spécimen témoin. La valeur déterminée de telle sorte est appelée degré de décoloration V. Pour déterminer la somme de la divergence du spécimen décoloré par rapport au spécimen témoin, l'écart de teinte ΔE a été calculé à partir des 3 composants. ΔE est la mesure de la différence de teinte visuellement reconnaissable sous des conditions favorables.

La tendance exogène moyenne à la décoloration des substances examinées café, thé, tabac, vin rouge et bleu de méthylène était très basse pour novo.lign et BioHPP avec seulement 1,2 et 2,8 (Fig. 4).

Rugosité de surface et comportement au polissage de BioHPP

Une surface lisse forme la condition absolument primordiale à une faible accumulation de plaque. C'est le seul moyen pour une prothèse dentaire de rester longtemps propre et se laisser mieux nettoyer. Pour déterminer la qualité de surface, des spécimens de contrôle de 20 mm de longueur, 10 mm de largeur et 3 mm d'épaisseur ont été utilisés et leur surface traitée comme suit : On distingue entre un mouvement de laboratoire dentaire non circulaire (A1), un mouvement de laboratoire dentaire circulaire (A2) et une méthode de mise en œuvre dentaire (B).

La qualité de surface obtenue a présenté des rugosités de surface autour de 0,04 μm (Fig. 5) tout aussi bien avec les variantes du laboratoire dentaire que celles du cabinet dentaire. Pour atteindre cette qualité de surface élevée, il a été nécessaire de respecter scrupuleusement la stratégie de polissage. Ceci résulte du fait qu'on ne peut pas obtenir de rugosités de surface acceptables pour les composites avec les méthodes de polissage classiques.

Analyse de la structure

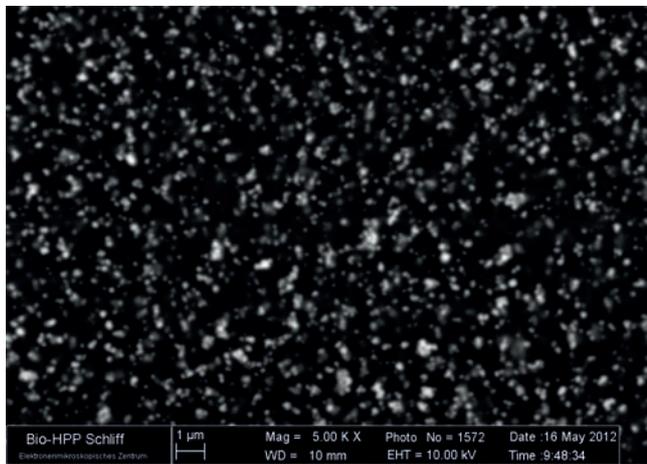


Fig. 6: Structure de BioHPP⁷⁾.

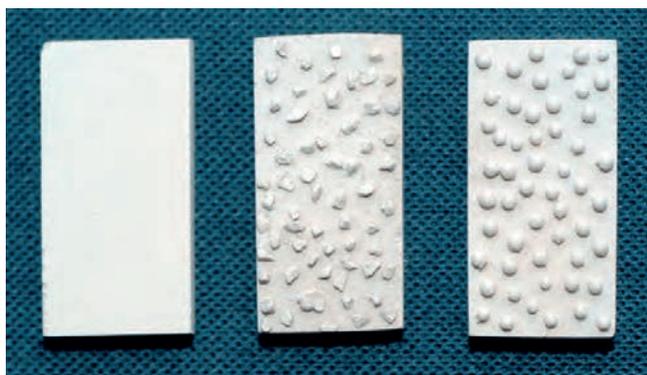


Fig. 7: Spécimens de contrôle à surfaces en BioHPP préparées différemment (à gauche : meulées, au centre : paillettes, à droite : perles).⁸⁾

Résistance à la pression/cisaillement [MPa] BioHPP fraisé – colle DTK

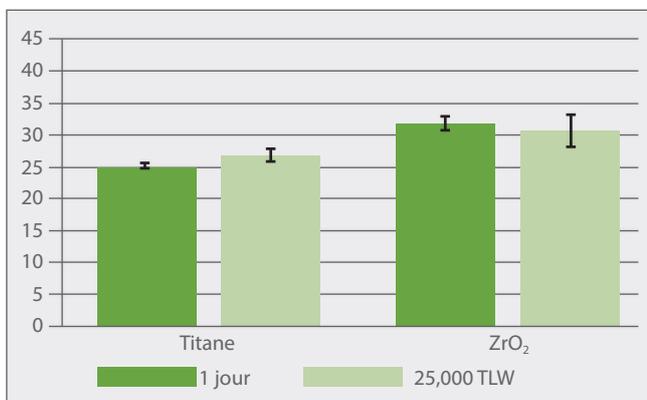


Fig. 8: Résistance à la pression/cisaillement des variantes de cohésion BioHPP/colle DTK /titane et BioHPP/colle DTK /dioxyde de zirconie après 1 jour et après 25.000 VCT. 9)

Mesure des résistances cohésives des plaquettes de test BioHPP sur divers matériaux dentaires

Les contrôles de pression/cisaillement ont été effectués avec la machine universelle de contrôle Zwick Z 005. La vitesse de la traverse a été de 1 mm/mn. 1 à 3 spécimens de contrôle (valeur initiale) et 4 spécimens de contrôle (vieillessement artificiel) ont été réalisés. On a ainsi déterminé la force de cohésion de BioHPP avec le composite cosmétique combo.lign et avec le composite de fixation, la colle DTK. Les spécimens de contrôle en BioHPP ont été fabriqués selon différents procédés. Le premier procédé consiste à mettre des macro-rétentions mécaniques en place sous forme de perles et de cristaux à l'aide de la technique de pressée. Pour les variantes fraisées par CFAO les surfaces des spécimens étaient lisses.

La surface des plaquettes de tous les spécimens a été sablée au corindon (110 µm, 3 bars) (cf. également Fig. 7 et 9a):

1. BioHPP (fraisé) : 20 × 10 × 2 mm, visio.link (90 s Dentacolor XS). Une bague métallique a été placée sur la surface de BioHPP, combo.lign mis en place, placé 10 mn dans un milieu obscur, exposé 90 s à la lumière dans le Dentacolor XS.
2. BioHPP (pressé avec des perles) : 20 × 10 × 2 mm, visio.link (90 s Dentacolor XS), opaqueur combo.lign (90 s Dentacolor XS), combo.lign a été appliqué dans une bague métallique sur la surface de BioHPP, placé 10 mn dans un milieu obscur, exposé 90 s à la lumière dans le Dentacolor XS.
3. BioHPP (pressé avec des cristaux) : 20×10×2mm, visio.link (90 s Dentacolor XS), opaqueur combo.lign (90 s Dentacolor XS), combo.lign a été appliqué dans une bague métallique placée sur la surface de BioHPP, posé 10 mn dans un milieu obscur, exposé 90 s à la lumière dans le Dentacolor XS.

La force de cohésion de BioHPP avec le composite de fixation combo.lign est illustrée dans Fig. 9a. La résistance à la pression / cisaillement de 25 MPa reste stable après le vieillissement artificiel. Les macro-rétentions appliquées (perles, cristaux, cf. Fig. 7) ont mené à une nette augmentation de la cohésion allant jusqu'à 40 MPa. Pour les résistances cohésives de BioHPP déterminées in vitro sur des surfaces en titane et dioxyde de zirconie (colle : DTK) cf. Fig. 8. Pour le titane on a mesuré 25 MPa, pour l'oxyde de zirconie 32 MPa lesquels après 25.000 VCT n'ont pas présenté de perte de cohésion significative.

Les matériaux d'infrastructure classiques comme le métal précieux, le dioxyde de zirconie ou les métaux NP présentent des forces de cohésion similaires ou inférieures comme illustré dans Fig. 9b. La force de cohésion des matériaux avec le revêtement cosmétique combo.lign a été testée après vieillissement artificiel

Résistance à la pression /cisaillement [MPa] BioHPP – combo.lign

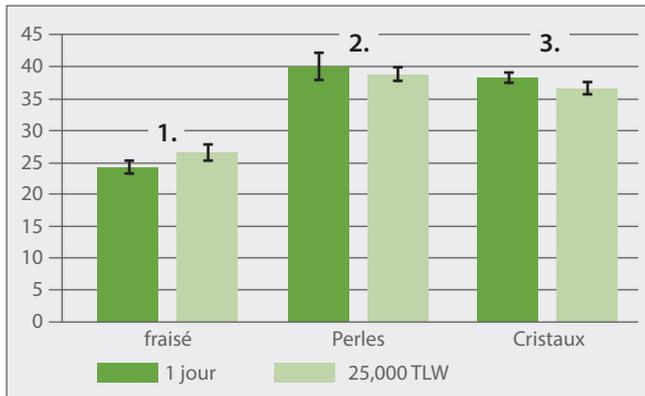


Fig. 9a: Résistance à la pression/cisaillement de BioHPP avec combo.lign sur des surfaces différemment préparées après 1 jour et après 25.000 VCT.10)

et 25.000 variations de contraintes par la température (VCT). Au point de vue clinique, un niveau de la force de cohésion est atteinte selon DIN EN ISO 10477:2005-01 entre 20 à 22 MPa.

Remarque de la rédaction : Une bonne cohésion tout aussi bien avec le revêtement cosmétique qu'avec le matériau de fixation est d'importance décisive pour la pérennité de la prothèse. L'augmentation de la rugosité de surface est une condition nécessaire à une bonne adhésion.

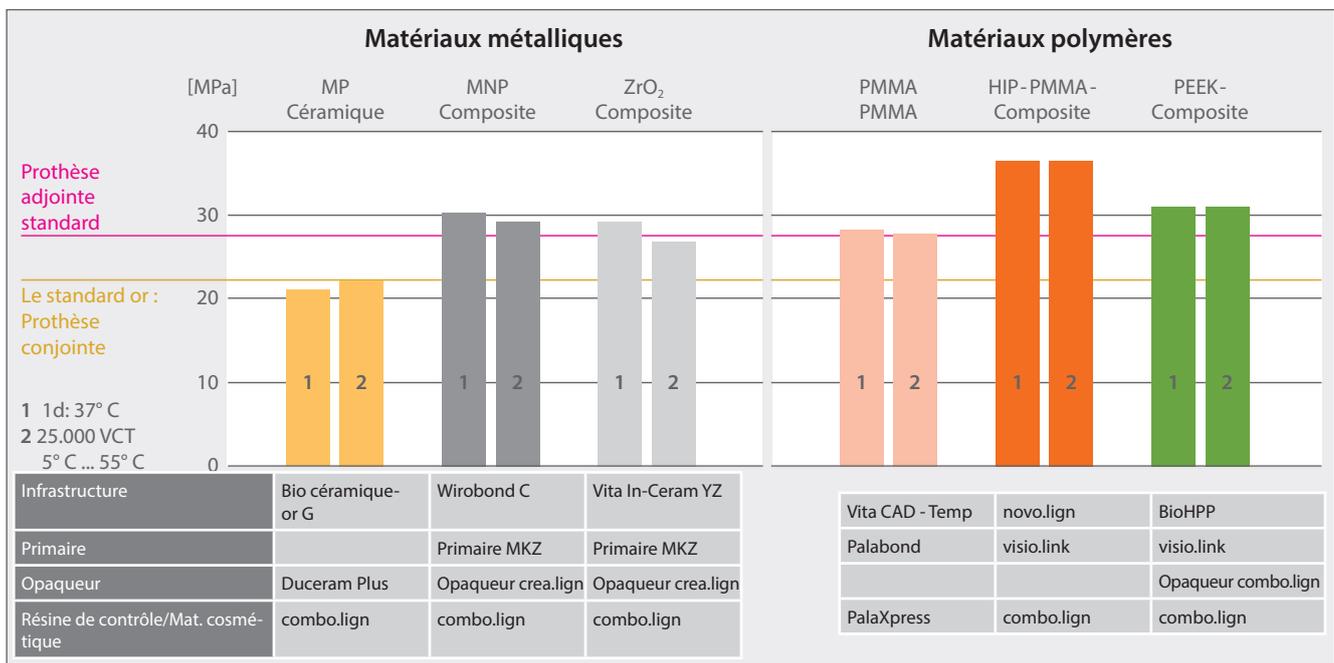


Fig. 9b: Résistance à la pression et au cisaillement de combo.lign avec les matériaux pour infrastructures métalliques et polymères.¹¹⁾

⁷⁾ Ebd., 18.

⁸⁾ Rzanny, PEEK – ein interessanter Werkstoff, ZWR 2015, 612.

⁹⁾ Ebd., 612.

¹⁰⁾ Ebd

¹¹⁾ Göbel R, Rzanny A. Verbundfestigkeit zwischen verschiedenen Verbund- und Gerüstwerkstoffen. Darstellung werkstoffkundlicher Untersuchungen zur Verbundkombination dentaler Werkstoffe. Die Quintessenz der Zahntechnik. 2016;42(8):1064-1068.

2 Examens in-vitro de BioHPP dans la technique des télescopes¹²⁾

Dr. Franz-Josef Faber,
Dr. Hubert Roggendorf,
Dr. Nadine Holzer
Université de Cologne
Centre dentaire
d'odonto-stomatologie



L'objectif des présents travaux est de mesurer la force rétentive de télescopes cylindriques unitaires. L'influence du vieillissement et l'effet hydraulique sur l'adhésion ont été examinés.

Dans cette étude il a été contrôlé quelles combinaisons de matériaux conduisent à une perte de friction en tenant compte du nombre d'insertions concernant l'abrasion du matériau et/ou perte de friction. De ces résultats on a déduit la combinaison optimale des matériaux du télescopes primaire et secondaire. Les forces rétentives initiales étaient entre 2 et 3 Newton. Une valeur plus élevée sur un télescope de dent unitaire pourrait mener à des lésions de la structure de soutien de la dentition. D'autre part des essais ont été effectués pour déterminer les directives idéales de mise en œuvre pour les pièces secondaires BioHPP relatives à la mise au point du matériau de revêtement, de la température de préchauffage et du dégrossissage des surfaces intérieures.

Métal non précieux



Oxyde de zircon



BioHPP pressé



BioHPP fraisé



Analyse des diagrammes de friction en tenant compte de différents matériaux d'infrastructures dentaires

La force de cohésion a été mesurée par un essai de traction sur des couronnes télescopes cylindriques ($\varnothing=6$ mm, hauteur = 5 mm) à sec et en immersion. Pour contrôler l'influence du vieillissement, les couronnes ont été assemblées et séparées de façon répétée (n max=10.000 cycles). Au cours des premiers 100 cycles d'assemblage la force de cohésion a été mesurée la première fois après 10 retraits. Par la suite la force cohésive a été mesurée une première fois après 1.000 et 10.000 cycles. Pour quelques couronnes la vitesse de retrait a été variée pendant les premiers contrôles (10 à 200 mm/min), pour vérifier l'influence hydraulique sur la cohésion des couronnes télescopes.

Fig. 10: Parties primaires de 3 différents matériaux d'infrastructure. ¹³⁾

¹²⁾ Vgl. Faber FJ, Holzer N, Roggendorf H: In-vitro-Untersuchungen mit BioHPP in der Teleskoptechnik. Köln: Universitätsklinikum, Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde; 2013.

¹³⁾ Faber, In-vitro-Untersuchungen in der Teleskoptechnik, 2013.

¹⁴⁾ Ebd.

¹⁵⁾ Ebd.

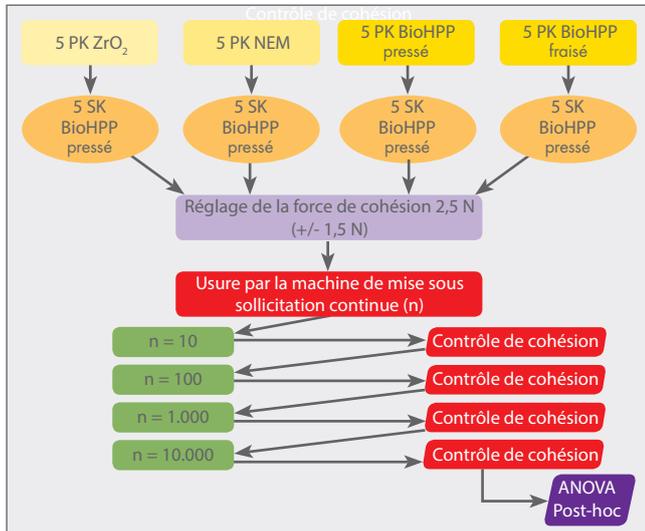


Fig. 11: Assemblage de matériau pour télescope primaire et secondaire ainsi que déroulement des examens de contrôle.¹⁴⁾

Force de cohésion en [N]

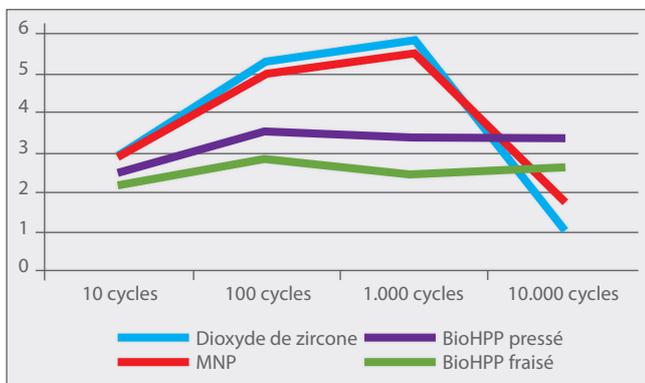


Fig. 12: Forces de désinsertion (perte de friction) de couronnes télescopes en BioHPP sur différents matériaux de couronnes primaires (dioxyde de zircon, CoCr, BioHPP pressé, BioHPP fraisé).¹⁵⁾

Après 10.000 cycles d'usure tous les systèmes télescopes présentaient en moyenne des forces de désinsertion cliniquement acceptables. Les forces de cohésion de tous les spécimens de contrôle ont augmenté pendant les premiers 1.000 cycles. Ensuite les forces de cohésion des éléments secondaires sur les éléments primaires en BioHPP sont restées à peu près constantes. Les forces de cohésion des éléments secondaires sur du MNP et les éléments primaires en oxyde de zircon ont présenté une variabilité plus élevée de 0,72 à 13,15 N. En considération des forces de cohésion mesurées, on peut se servir du matériau BioHPP en tant que matériau définitif pour couronnes télescopes. En combinaison avec des éléments primaires en matériaux plus durs comme le dioxyde de zircon ou les MNP on doit s'attendre à une disparité plus élevée des forces de désinsertion. Il y a lieu de donner la préférence à l'utilisation d'éléments primaires en BioHPP avec des éléments secondaires en BioHPP.

Remarque de la rédaction : Les résultats démontrent que les éléments primaires et secondaires en BioHPP représentent la meilleure combinaison concernant la perte de friction. Pour le patient, il en découle une insertion très simple de la prothèse dentaire avec cohésion optimale. Les forces de friction au départ sont réglées à l'aide du contrôle de l'expansion lors de la confection des télescopes secondaires. Grâce au polissage haute brillance des surfaces intérieures avec des brossettes à poils de pinceau, on peut selon le nombre des télescopes, régler la friction de manière personnalisée. Un avantage supplémentaire des télescopes en BioHPP est la simplicité de leur réalisation. C'est ainsi que par ex. il est possible de procéder à une confection ultérieure à l'aide d'une empreinte en alginate quand les télescopes primaires sont déjà insérés.

3 Résistance cohésive entre PEEK et les résines cosmétiques en fonction de la préparation des surfaces dans l'essai de cisaillement selon EN ISO 10477¹⁶⁾

Dr. Franz-Josef Faber,
Dr. Hubert Roggendorf,
Dr. Franziska Elsbernd
Université de Cologne
Centre dentaire
d'odonto-stomatologie



Le contrôle des forces cohésives entre un matériau pour infrastructures – dans cet examen il s'agit de 3 différents polymères de haute performance – a été déterminé à l'aide de l'essai de pression et cisaillement en s'appuyant sur EN ISO 10477. Les spécimens de contrôle ont été réalisés en 3 différents matériaux pour infrastructures en PEEK (PEEK-Optima, BioHPP fraisé, BioHPP pressé). Les 3 matériaux ont été conditionnés différemment (Al₂O₃ et Rocatec) et ensuite humidifiés et polymérisés avec 3 adhésifs différents (combo.lign, combo.lign Opaqueur, Sinfony) ont ensuite été appliqués sur ces surfaces préparées. Après avoir pris les mesures, tous les spécimens ont été soumis au vieillissement par thermocyclage (71 h à 37 °C) pour pouvoir ainsi tirer des conclusions sur une durée en bouche de 5 ans.

Les polymères de haute performance à base de PEEK sont tous opaques et pour des raisons esthétiques on les revêt de composites cosmétiques. Les surfaces à revêtir sont prétraitées différemment pour augmenter la force de cohésion. L'objet de ce rapport est d'évaluer la force de cohésion du matériau pour infrastructures avec des revêtements cosmétiques classiques de divers fabricants en fonction du conditionnement.

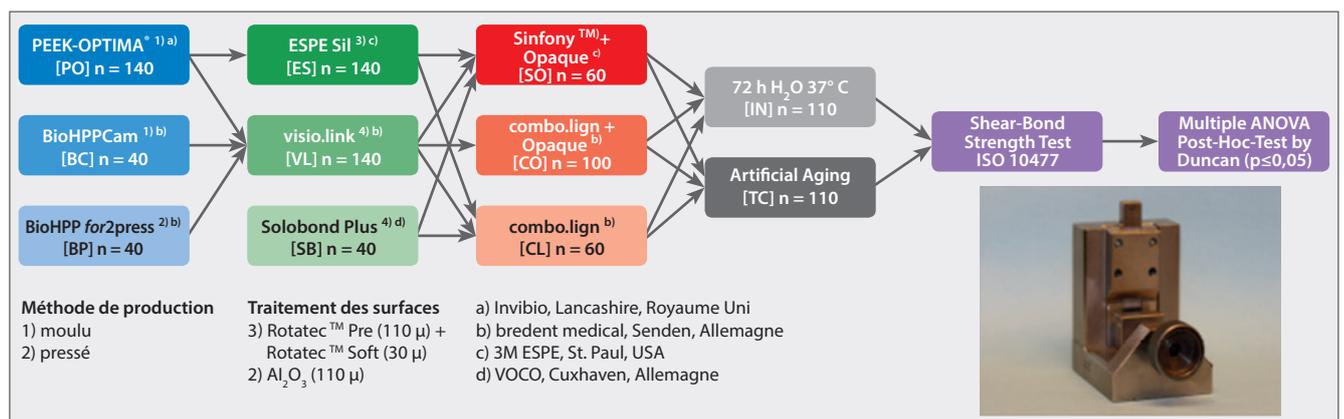


Fig. 13: Combinaison de matériaux, déroulement du test et évaluation¹⁷⁾

¹⁶⁾ Vgl. Schulte F. Verbundfestigkeit zwischen verschiedenen Polyetheretherketonen und Verblendkunststoffen in Abhängigkeit von der Oberflächenvorbehandlung [Dissertation]. Köln: Universität zu Köln; 2015.

¹⁷⁾ Elsbernd (Schulte) F, Faber FJ, Roggendorf H. Bond Strength of different Composites to Polyetheretherketon (PEEK) (Poster]. Köln: Universität zu Köln; 2015.

¹⁸⁾ Ebd.

¹⁹⁾ Ebd.

²⁰⁾ Ebd.

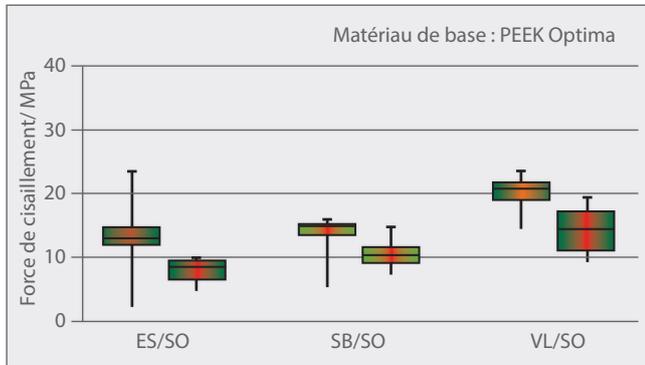


Fig. 14: En utilisant Sinfony + Opaqueur la force de cohésion a diminué fortement après le vieillissement. Les meilleurs résultats ont été mesurés avec visio.link ($p < 0,05$).¹⁸⁾

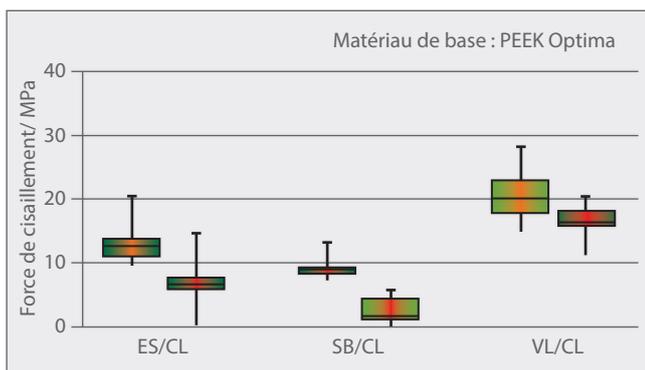


Fig. 15: Les valeurs de cohésion les plus basses ont été atteintes en utilisant Solobond Plus après le vieillissement. Les résultats de combo.lign et Sinfony + Opaqueur sont comparables.¹⁹⁾

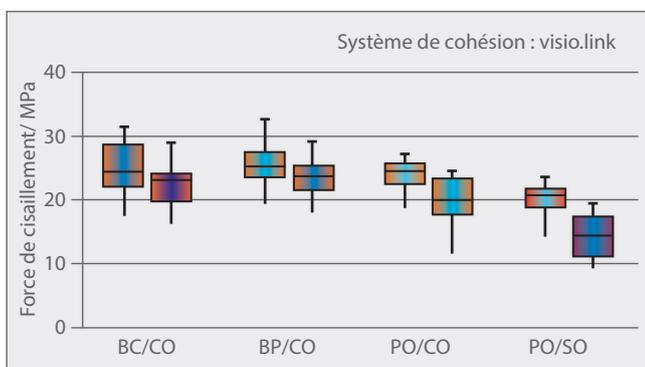


Fig. 16: En combinaison avec l'adhésif visio.link on atteint des forces de cohésion > 20 MPa. Uniquement avec la combinaison de PEEK Optima et Sinfony + Opaker les valeurs tombent après vieillissement en partie sous 20 MPa.²⁰⁾

Analyse de la force de cohésion

En s'appuyant sur EN ISO 10477 toutes les valeurs se situent dans une marge acceptable pour l'application clinique. La seule exception est la combinaison de matériaux combo.lign sur BioHPP en utilisant l'adhésif Solobond Plus. Des résistances cohésives comparables avec les systèmes métal/céramique ont uniquement été atteintes en utilisant l'adhésif visio.link.

Remarque de la rédaction : Les résultats démontrent que le conditionnement des surfaces cosmétiques BioHPP en relation avec un primaire approprié et un opaqueur est d'importance majeure. BioHPP étant très opaque sans revêtement cosmétique, il y a lieu d'appliquer un revêtement dans la zone visible. Plusieurs composites cosmétiques sont disponibles avec des adhésifs spéciaux, toutefois les résistances cohésives les plus élevées sont atteintes avec la combinaison de l'adhésif visio.link avec l'opaqueur combo.lign. Le module d'élasticité de combo.lign a été adapté à celui de BioHPP. Ce n'est que cette manière que des tensions et des écailllements des revêtements peuvent être évités. La mise en œuvre de rétentions mécaniques apporte un renforcement supplémentaire de la force cohésive.

4 Influence de la fabrication sur la charge de rupture de bridges PEEK à 3 éléments²¹⁾

Dr. Bogna Stawarczyk,
Dr. Timea Wimmer,
ZT Marlis Eichberger
Université Ludwig-Maximilian à Munich
Polyclinique de Prothèse Dentaire

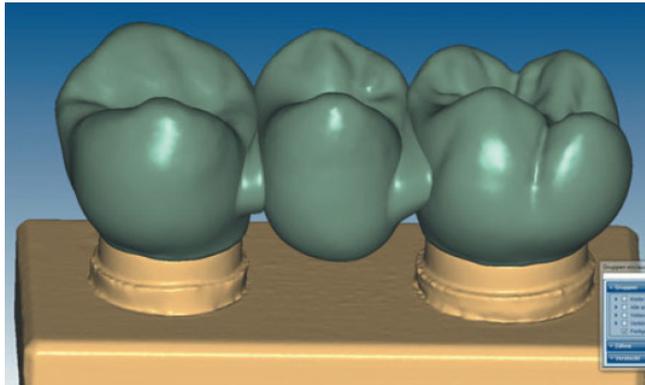


Fig. 17: Construction du bridge sur le modèle.²²⁾



Fig. 18: BioHPP dans les 3 formes galéniques : granulés, pellets et ébauches.²³⁾

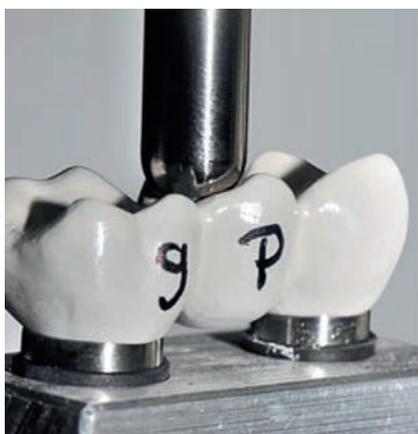


Fig. 19: Bridge BioHPP pendant l'étude²⁴⁾

Les matériaux à base de PEEK trouvent une application toujours plus fréquente en odontologie. Le matériau PEEK BioHPP se laisse mettre en œuvre de plusieurs façons : on peut presser BioHPP à partir de granulés ou pellets ou procéder par fraisage en se servant d'ébauches de fabrication industrielle CFAO. L'objectif de cette étude est de comparer la stabilité de bridges réalisés avec ces trois méthodes de fabrication.

Pour cet examen, 15 bridges de forme congruente ont été confectionnés trois fois. Un modèle de bridge standardisé de la zone 24-26 en représente la base (Fig. 17). Après le scan (Ceramill Map 400, Amann Girrbach, Koblach, Autriche) la construction des bridges a été effectuée (Ceramill Mind, Design-Software, Amann Girrbach) en portant l'attention sur une surface à diamètre jonctionnel de 16 mm². La hauteur occluso-gingivale des connexions était de 4,45 mm, la largeur vestibulo-orale 3,60 mm. Une légère concavité a été construite sur la surface masticatoire de l'élément intermédiaire de sorte qu'à cet endroit pour la détermination de la charge de rupture, on puisse parfaitement placer une bille en acier avec un diamètre de 5 mm (Fig. 19).

Ainsi on s'est assuré d'un contact en 3 points pour la bille en acier et la surface masticatoire. Avec l'ensemble des données on a procédé à l'usinage de 15 bridges à partir d'ébauches BioHPP (breCAM.BioHPP, bredent) ainsi que 30 bridges en cire (breCAM.wax, bredent) sur l'appareil de fraisage (ZENO 4030 M1, Wieland Dental + Technik, Pforzheim).

Sur les bridges en cire, des canaux d'alimentation ont été posés par adjonction de cire, selon les instructions du fabricant. Les bridges en cire ont été divisés au hasard en 2 groupes et mis en revêtement (Brevest for2press, bredent) à l'aide de moules spéciaux pour les granulés BioHPP (bredent) ou les pellets BioHPP (bredent).

²¹⁾ Vgl. Eichberger M, Wimmer T, Stawarczyk B. Sind die Eigenschaften von BioHPP-Restaurationen immer gleich oder hat die Verarbeitungstechnik einen Einfluss? Untersuchung anhand der Stabilität von Brücken. Die Quintessenz der Zahntechnik 2014; 40:588-98.

²²⁾ Ebd., 591.

²³⁾ Ebd., 590.

²⁴⁾ Ebd., 593.

²⁵⁾ Ebd., 595.

²⁶⁾ Ebd., 594.

²⁷⁾ Ebd., 594.

²⁸⁾ Ebd., 595.

	Produit	Fabricant	N° de lot	Composition
Matériau du bridge	Ebauche pour le bridge en breCAM.BioHPP	bredent Senden	381115	Polyétheréthercétone avec une part de céramique de 20 % du poids
	Pellets BioHPP		379806	
	Granulés BioHPP		381125	
Matériau de fixation	Variolink II	Ivoclar Vivadent Ellwangen	R35481/P84939	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, charges anorganiques (verre de baryum, ytterbium trifluorure, Ba-Al verre de fluorure de silicate, oxyde mixte sphéroïde), catalyseurs, stabilisateurs, pigments

Fig. 20: Composition de tous les matériaux utilisés²⁵⁾

Charge de rupture (N) de bridges en PEEK à 3 éléments

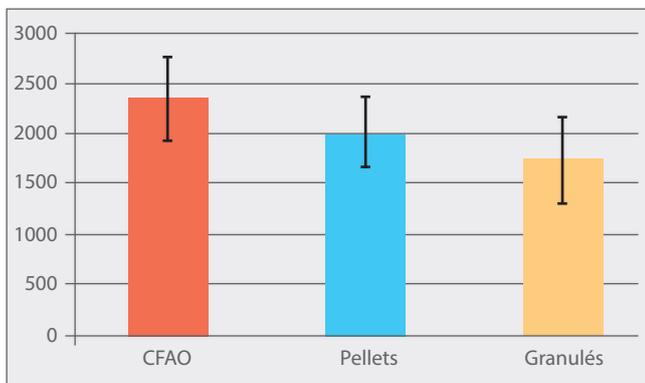


Fig. 21: Diagramme en barres (valeur moyenne, écart-type) des charges de rupture obtenues pour les différents bridges réalisés à forme congruente.²⁶⁾

	Valeur moyenne	Ecart-standard	Min	Médi-ane	Max	Module Weibull
Ebauche CAM.BioHPP	2354	422	1571	2384	3169	2527
Pellets BioHPP	2011	353	1388	2026	2660	2155
Granulés BioHPP	1738	439	1187	1591	2631	1902

Fig. 22: Statistiques descriptives avec différences significatives des charges de rupture mesurées pour les bridges ainsi que la répartition Weibull, toutes les valeurs en Newton.²⁷⁾

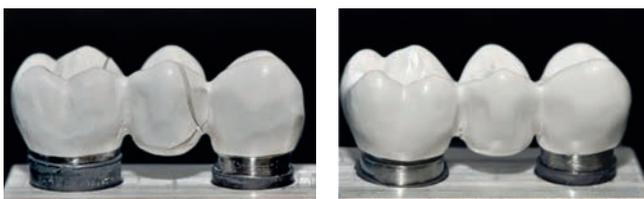


Fig. 23: A gauche: fracture spontanée d'un bridge breCAM.BioHPP fraisé, à droite: déformation plastique d'un bridge en BioHPP fabriqué à partir de granulés.²⁸⁾

Après avoir mesuré la charge de rupture, les valeurs ont fait l'objet d'une évaluation statistique à l'aide de l'uni-factorielle ANOVA et du test Post-hoc selon Scheffé. En plus la statistique Weibull (module Weibull) a été calculée pour définir la fiabilité des bridges et les comparer. Dans tous les tests, les valeurs p inférieures à 5% ont été considérées comme significatives pour la statistique. Les données ont été analysées avec le programme pour statistiques SPSS, version 20 (SPSS INC, Chicago, IL, USA).

Les bridges fraisés à la machine à partir d'ébauches en BioHPP et les bridges pressés à l'aide de pellets ont présenté une stabilité mécanique supérieure aux bridges pressés à partir de granulés en BioHPP. Un avantage supplémentaire des ébauches CFAO est la fabrication industrielle du matériau avec une qualité toujours constante, sans porosités et inclusions. Les domaines d'application de BioHPP sont à considérer comme un avantage dans la technique de pressée qui ne peut que difficilement être mise en œuvre à l'aide des procédés CFAO. Indépendamment de la méthode de fabrication, les bridges PEEK/C à 3 éléments examinés ont fourni des valeurs de charge de rupture prometteuses pour l'application clinique.

Remarque de la rédaction : Les valeurs de charge de rupture élevées ne peuvent être atteintes qu'avec des variantes PEEK renforcées (affinées). Les charges inorganiques en sont essentiellement responsables. Lors d'examen comparables avec PEEK, des résistances à la rupture de l'ordre de 1.360 N ont été atteintes. Avec la technique de pressée on peut obtenir une force de cohésion encore plus élevée en utilisant des rétentions mécaniques. A cela s'ajoute la plus grande flexibilité lors de la réalisation de grandes infrastructures. Dans la technique de pressée il est aussi possible de confectionner des piliers personnalisés selon le procédé de sur-pressée. Un autre avantage de la technique de pressée est le temps de travail nécessaire, en particulier pour les grandes infrastructures.

5 Etudes sur le nettoyage du matériau pour infrastructures BioHPP^{29,30)}

Dr. Bogna Stawarczyk,
 Dr. Sina Heimer,
 Dr. Anja Liebermann,
 ZT Marlis Eichberger
 Université Ludwig-Maximilian à Munich
 Polyclinique de Prothèse Dentaire

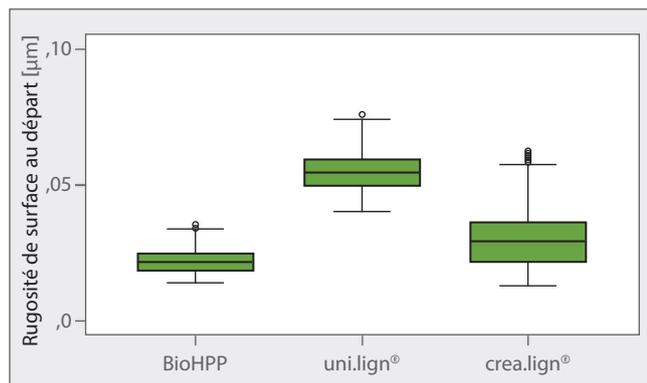


Fig. 24: Rugosité de surface au départ en µm.³¹⁾

BioHPP

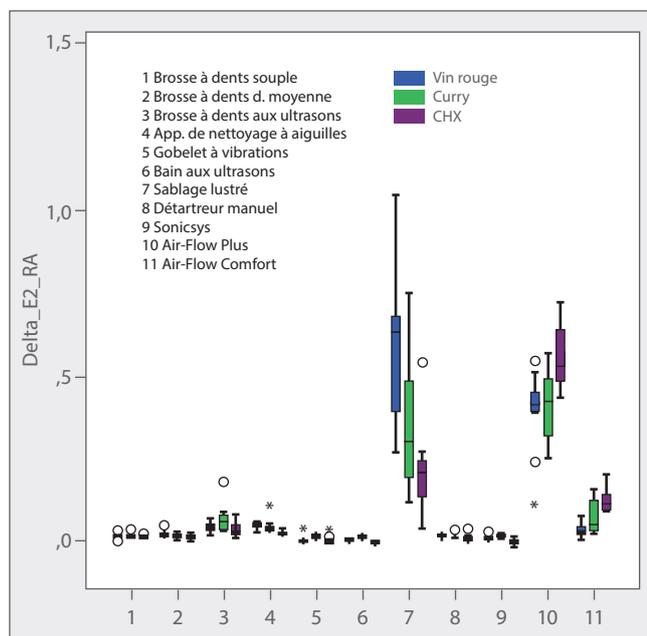


Fig. 25: Rugosité mesuré après le premier nettoyage en µm.³²⁾

L'objectif de cette étude a été de déterminer le procédé de nettoyage le mieux adapté concernant la tendance à la décoloration. Les méthodes de nettoyage d'usage dans le commerce ont été subdivisées en domaine cabinet dentaire, laboratoire dentaire et les possibilités du patient afin de pouvoir en déduire des recommandations adéquates.

Tout d'abord les spécimens (15x3mm) ont été produits selon les instructions du fabricant. Tous les spécimens ont été polis à haute brillance selon un protocole spécifique au matériau. La qualité du polissage a été mesurée avec un microscope à scan laser (Fig. 24). Après la prise de mesure, tous les spécimens ont été immergés dans différentes suspensions à 37 °C pendant 7 jours (vin rouge, curry, Chlorhexidine). Les spécimens ainsi vieillies ont été mesurés avec un appareil servant à mesurer les teintes. Finalement le nettoyage des spécimens a été réalisé avec différents procédés de nettoyage suivi de la prise de mesure finale indiquant la rugosité et le degré de décoloration.

La surface du matériau pour infrastructure BioHPP se laisse définitivement mieux polir que la surface de uni.lign et crea.lign®. D'autre part nettement moins de décolorations ont été détectées pour BioHPP comparé à uni.lign et crea.lign, et par le nettoyage il est beaucoup plus facile de redonner au matériau pour infrastructure la teinte qu'il avait au départ. Les méthodes les mieux appropriées pour le nettoyage de BioHPP et uni.lign® sont :

Patient: brosse à dents souple ou à dureté moyenne
 Labo: Nettoyage aux aiguilles et bain aux ultrasons
 Fauteuil : Air-Flow Comfort et Air-Flow Plus

²⁹⁾ Vgl. Heimer S. Polierbarkeit und Reinigungsmethoden des Hochleistungswerkstoffes Polyetheretherketon (PEEK) [Dissertation]. München: Ludwig-Maximilians-Universität; 2017.

³⁰⁾ Vgl. Heimer S. Zwischenergebnisse der Reinigungsstudie des Gerüstwerkstoffes BioHPP. München: Ludwig-Maximilians-Universität; 2014.

³¹⁾ Ebd.

³²⁾ Ebd.

³³⁾ Ebd.

³⁴⁾ Quick Reference Card für die Zahnarztpraxis. Leitfaden zur Orientierung bei der Anwendung von BioHPP. bredent GmbH & Co. KG, Senden; 2017.

BioHPP

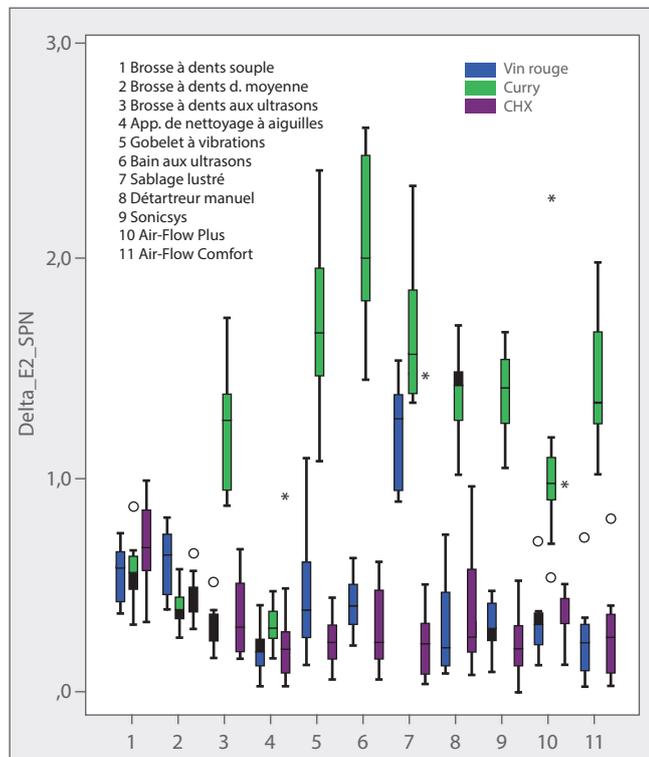


Fig. 26: Degrés de décoloration de BioHPP selon le processus de nettoyage respectif³³⁾

Remarque de la rédaction : Il s'est avéré que les patients portant des prothèses en BioHPP atteignent les meilleures performances de nettoyage quand ils utilisent quotidiennement des brosses à dents souples ou à dureté moyenne. Avec cette méthode de nettoyage il est inutile de conférer de la rugosité et de polir ensuite. L'utilisation d'une brosse à dents aux ultrasons n'est pas recommandable vu qu'ainsi des surfaces plus rugueuses se forment. Pour le laboratoire dentaire il s'est avéré que les bains aux ultrasons et les appareils de nettoyage à aiguilles nettoient le mieux les prothèses en BioHPP. Ici aussi un polissage ultérieur n'est pas nécessaire. Au cabinet dentaire on peut nettoyer les surfaces BioHPP-avec l'Air-Flow Comfort ou l'Air-Flow Plus. Les surfaces deviennent alors un peu rugueuses et en conséquence il faut leur conférer une haute brillance par la suite. Vous trouverez des informations pratiques dans la Quick Reference Card pour le cabinet dentaire.³⁴⁾

6 Formation de la couche d'oxyde lors de la sur-pressée des piliers préfabriqués en titane avec BioHPP ³⁵⁾

Prof. Dr. I.-M. Zylla
 Université technique
 d'Osnabrück
 Laboratoire de métal-
 lurgie et d'analyse des
 matériaux

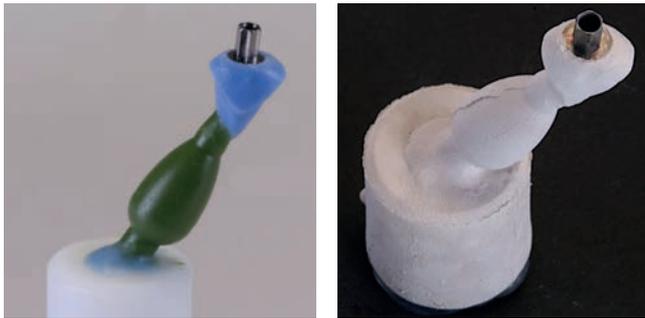
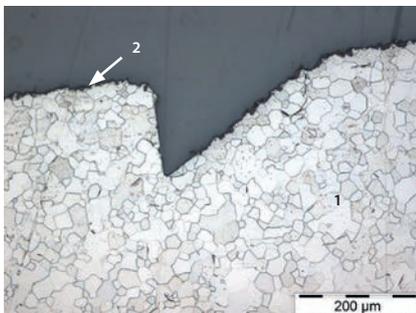


Fig. 27: A gauche: Bases en titane elegance sur maquette en cire.
 A droite: Après sur-pressée avec BioHPP.³⁶⁾



Spécimens: commande N°
 22131878 du 27.09.2013
Sculpture :
 cire
Mordançage :
 produit de mordançage
 selon Kroll
Agrandissement :
 100 : 1
Structure :
 dans la zone de rétention
 1. α – Cristal mixte
 2. Surface α – exempte de
 Case

Fig. 28: Photo au microscope optique de la structure du titane
 après une sollicitation thermique de 630 °C.³⁷⁾

L'objectif de ces travaux a été d'étudier la modification des structures de pièces confectionnées en titane (grade 4) utilisées lors de la réalisation de piliers unitaires personnalisés dans le procédé de sur-pressée. Le protocole de mise en œuvre pour la sur-pressée requiert une mise en revêtement suivie d'un traitement thermique. Le traitement thermique peut avoir des influences négatives sur les propriétés mécaniques du titane grade 4. En outre, l'apparition d'une couche Alpha-case a été étudiée ainsi que la formation d'un hiatus entre BioHPP et le pilier en titane.

Les piliers en titane (SKY elegance) ont été sur-pressés selon les instructions du fabricant avec le système for-2press et BioHPP. Pour la 1ère et la 3ème série on a réglé la température de préchauffage maximale à 630°C, lors de la 2ème série sur une température de préchauffage de 850°C. Tous les spécimens ont été mis en revêtement dans de la résine. Ils ont été l'objet de micrographies examinées sous le microscope pour détecter des modifications de structure. En outre, des prises de mesures avec courbe de dureté ont été effectuées afin de pouvoir prouver un possible durcissement et ainsi des modifications de structure. La formation de titane, d'aluminium et d'oxygène a été démontrée à l'aide du spectre de lignes EDX

Deux spécimens par sculpture et série ont été examinés (au total 10 spécimens). Tout aussi bien les spécimens de la première que de la dernière série n'ont pas présenté de couche Alpha-case notable. On a uniquement pu observer une fine couche d'oxyde de titane.

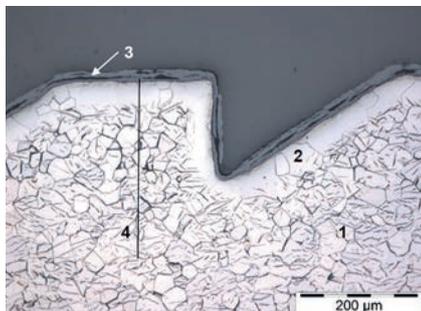
³⁵⁾ Vgl. Zylla, IM. Entstehung der Oxidschicht beim Überpressen vorgefertigter Titanabutments mit BioHPP. Osnabrück: Hochschule Osnabrück, Labor für Metallkunde und Werkstoffanalytik; 2014.

³⁶⁾ Bilder bredent GmbH & Co. KG, Senden.

³⁷⁾ Zylla, Entstehung der Oxidschicht, Osnabrück, 2014, 2.

³⁸⁾ Ebd., 8.

³⁹⁾ Ebd., 11



Spécimens: commande N°
12839958 du 14.03.2014
Sculpture :
PiKu
Mordançage :
produit de mordançage
selon Kroll
Agrandissement :
100 : 1
Structure :
dans la zone de rétention
1. α - cristal mixte avec
précipités aciculaires
2. Couche α - Case
3. Couche d'oxyde de titane
4. Courbe de dureté

Fig. 29: Base en titane SKY elegance avec indication du tracé de la ligne de microdureté dans le microscope optique.³⁸⁾

Microdureté – Tracé de la ligne

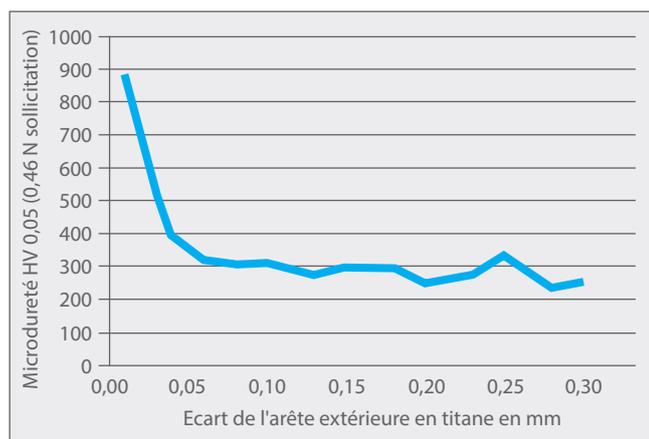


Fig. 30: Résultats des mesures de microdureté (cf. également Fig. 29).³⁹⁾

La 2ème série a révélé une couche Alpha-case d'env. 40 μm (Fig. 29) comme on peut relever dans les valeurs de microdureté qui ont été déterminées (Fig. 30). En général la structure en titane a dévoilé de profondes modifications. Dans les grains de cristal mixte Alpha on a trouvé des précipités aciculaires contenant de l'oxygène lesquels sont formés par réaction avec des gaz en diffusion à températures élevées. Il faut également noter la part relativement élevée de particules d' Al_2O_3 (produit de sablage) sur les surfaces de pilier, ce qui influence la force de cohésion.

Remarque de la rédaction : L'examen a révélé qu'avec une température de préchauffage de 630 °C maximum il ne se forme pas de couche Alpha-case sur la surface du pilier. Une couche Alpha-case n'est pas souhaitable, vu qu'elle présente des propriétés de friabilité en raison de sa dureté élevée pouvant conduire à des fissures et dommages tardifs sous sollicitation. Quand la température du four de préchauffage n'est pas contrôlée et qu'une température plus élevée est atteinte, des cristaux intermétalliques se forment à l'intérieur de la structure en titane. Par cette modification de structure, les valeurs mécaniques se détériorent en pouvant causer des dommages au pilier en titane sur-pressé de BioHPP. L'alliage en titane (grade 4) de la base du pilier SKY elegance remplit ces exigences et on peut le mettre en revêtement, le préchauffer et le sur-presser.

7 Examens in-vitro de bridges à 4 éléments sur dies en résine (TCML et résistant à la fracture): conception entièrement anatomique en PEEK fraisé et pressé⁴⁰⁾

Prof. Dr. Carola Kolbeck,
Priv.-Doz. Dr. Dipl.-Ing. (FH) Martin Rosentritt
Clinique universitaire de Regensburg
Polyclinique de Prothèse Dentaire

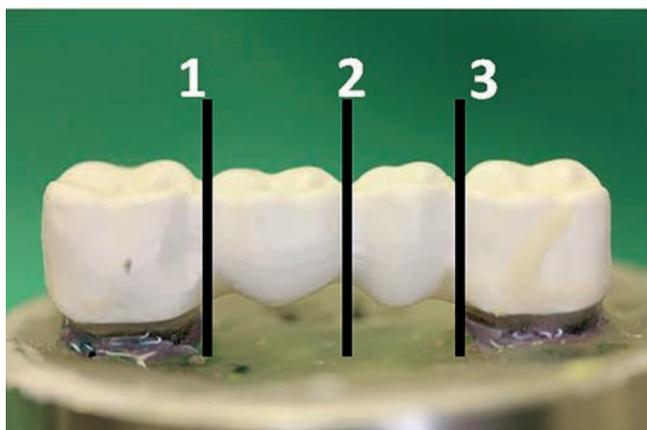


Fig. 31 : Dimensionnement des zones de connexion (repères noirs).⁴¹⁾

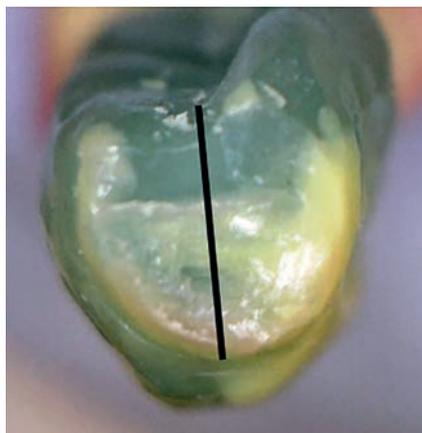


Fig. 32 : Dimensionnement d'un élément intermédiaire.⁴²⁾

L'objectif de cette étude a consisté à évaluer le comportement de bridges sans revêtement cosmétique à 4 éléments, de réalisation entièrement anatomique en PEEK. Les deux séries à évaluer se différenciaient par la mise en œuvre du PEEK. Pour l'une des séries les bridges ont été fraisés en PEEK, pour l'autre pressés en PEEK. L'attention majeure s'est concentrée sur le dimensionnement des diamètres jonctionnels afin de pouvoir déterminer ainsi la portée maximale possible de bridges pour des bridges en BioHPP fixés définitivement.

Pour préparer l'examen, des piliers en résine à socle mobile ont été réalisés avec une largeur d'espacement de 17 mm et avec un épaulement arrondi (8 spécimens par série). Ensuite, les piliers ont été pré-traités avec de l'Al₂O₃ à 110 µm/2 bars et Heliobond (Ivoclar Vivadent). Les intrados des ancrages de bridge ont également été préparés avec en plus l'application au pinceau de visio.link (brendent). Ensuite on a procédé au scellement adhésif des bridges avec Variolink II (Ivoclar Vivadent). Les trois zones de connexion des bridges à 4 éléments (Fig. 31) ont été conçues de la même façon pour tous les bridges examinés.

Le dimensionnement des zones de connexion de la face palatine à la face vestibulaire a été en moyenne de 4.97mm (1), 4.44mm (2) et 4.95mm (3). Le diamètre de la face occlusale à la base a été en moyenne de 3.64mm (1), 3.91mm (2) et 3.73mm (3). La surface de connexion était en moyenne de 13.55mm² (1), 13.59mm² (2) et 13.55mm² (3). Le secteur de renforcement le plus long était situé dans la zone des éléments intermédiaires au centre de la fissure centrale jusqu'à l'appui de base (Fig. 32). Cette conception s'était avérée comme optimale en matière de résistance à la fracture lors d'examens antérieurs.

⁴⁰⁾ Vgl. Kolbeck C, Rosentritt M. In-vitro-Untersuchung viergliedriger Brücken auf Kunststoffstümpfen (TCML und Bruchtest): Vollanatomische Gestaltung aus PEEK gefräst bzw. gepresst. Regensburg: Universitätsklinikum Regensburg, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik; 2011.

⁴¹⁾ Ebd., 4.

⁴²⁾ Ebd., 4.

⁴³⁾ Ebd., 9.

⁴⁴⁾ Ebd., 7

⁴⁵⁾ Ebd., 9.



Fig. 33: Fracture de pont en BioHPP de réalisation CFAO.⁴³⁾

n	Perte de force sans dommage visible	Formation d'une fissure à la base	Fracture infrastructure
	1158	1567	-
2	997	1475	-
3	979	1433	-
4	871	1325	-
5	-	1327	-
6	980	1583	-
7	1149	1407	-
8	-	1361	-

Fig. 34: Valeurs de charge de rupture mesurées (en Newton) pour ponts en BioHPP pressés.⁴⁴⁾

n	Formation d'une fissure à la base	Fracture infrastructure
9	1538	1850
10	1734	1734
11	1540	1638
12	1338	-
13	1855	1868
14	1639	1639
15	1442	-
16	1385	1680

Fig. 35: Valeurs de charge de rupture mesurées (en Newton) pour des ponts en BioHPP fraisés.⁴⁵⁾

Après le pré-traitement, les ponts collés ont été soumis à un vieillissement artificiel correspondant à une durée clinique en bouche de cinq années (solllicitations mécaniques $1.2 \times 10^6 \times 50 \text{ N}$ et charges thermiques alternantes $2 \times 3.000 \times 5 / 55 \text{ °C}$). Les prises de mesure de charge de rupture ont été effectuées avec une machine de contrôle de traction / pression (Zwick).

En tant que charge de rupture marquant la défaillance des infrastructures, les valeurs des formations de fissures à la base ont été étudiées (cf. Fig. 33-35). Avant la formation de fissures, des signes audibles de défaillance se sont manifestés en indiquant éventuellement des tensions intérieures du système. Les infrastructures ont cédé sans qu'il y ait eu de dommages visibles. En raison de la flexion des ponts, les résines cosmétiques s'étaient probablement écaillées sous ces solllicitations.

La force nécessaire pour générer une fissure à la base a été en moyenne supérieure d'env. 100 N pour les ponts fraisés par rapport aux ponts pressés. On peut supposer que les infrastructures fraisées étaient moins élastiques (développement supplémentaire de force possible après la formation de la fissure jusqu'à la fracture) et/ou moins de tensions intérieures (pas de bruit de fracture).

Une infrastructure complètement anatomique de pont de teinte dentaire en PEEK est adaptée en matière de solidité de l'infrastructure de pont et représente une alternative exempte de métal.

Remarque de la rédaction : A l'appui de cette étude le matériau pour infrastructure BioHPP a pu être autorisé pour l'indication pont fixe avec une portée maximale de 16mm avec dents piliers non préparées. En outre, les surfaces de connexion ne devraient pas être inférieures à 14 mm² dans la zone latérale. Pour atteindre une plus grande sécurité concernant la force de cohésion entre composite cosmétique et matériau pour infrastructure, le secteur de renforcement le plus long devrait se situer entre la fissure centrale et l'appui de base afin de pouvoir bien absorber les forces masticatrices.

8 Contrôle des forces de rétention entre le pilier (titane, BioHPP) et la coiffe (dioxyde de zircon, BioHPP) avec angle conique de 4°/8° pour vérifier différents ciments⁴⁶⁾

Priv.-Doz. Dr. Dipl.-Ing. (FH) Martin Rosentritt
Clinique universitaire de Regensburg
Polyclinique de Prothèse Dentaire



L'objet de cette étude a été d'examiner la force de cohésion dans un essai de traction avec différents matériaux de fixation (ciments, adhésifs, composites) en fonction de différents angles coniques (4°, 8°) et de deux matériaux de pilier différents (titane, BioHPP). Les matériaux utilisés pour les couronnes étaient du dioxyde de zircon et BioHPP. A partir des valeurs de résistance constatées, on a pu déduire si un matériau de fixation déterminé est approprié pour des applications temporaires ou définitives. En outre, une analyse du prétraitement des piliers et couronnes avec différents adhésifs a aussi été effectuée.

Les piliers en titane ont été réalisés selon un modèle de la société Straumann en tant que point de départ pour les essais de rétention. Le design ressemblait à un pilier confectionné avec un angle conique de 4° et /ou 8°. Les spécimens ont été nettoyés et respectivement 8 coiffes ont été fixées sur les piliers avec les différents ciments. Pendant le scellement la coiffe a été soumise à une pression constante de 15 N. Les spécimens scellés ont été mis 24 h dans l'incubateur à 37 °C sous un torchon humide, ensuite ils ont été retirés par leur axe à une vitesse de 1 mm/min. Le prétraitement des spécimens a dans tous les cas en question été effectué dans un laboratoire de prothèse dentaire avec les appareils qui y sont disponibles. Les piliers en titane et les coiffes en BioHPP ont été sablés avec de l'Al₂O₃ de 110 µm. Par groupe, 8 spécimens de 4° et 8° ont été examinés.

Les ciments suivants ont été testés :

- 1) Oxyde de zinc exempt d'eugénol (Temp-Bond, Kerr) sans prétraitement
- 2) Oxyde de zinc exempt d'eugénol (Temp-Bond, Kerr) avec activation visio.link (polymérisation 90 s)
- 3) à base de silicone-A (TempoSIL 2, Coltène) sans prétraitement
- 4) à base de silicone A (TempoSIL 2, Coltène) avec activation visio.link (polymérisation 90 s)

⁴⁶⁾ Vgl. Kolbeck C, Rosentritt M. Versuch zur Überprüfung der Abzugskräfte zwischen Abutment (Titan, Bio HPP®) und Kappchen (ZrO₂, Bio HPP®) mit 4°/8° Konuswinkeln zur Verifizierung verschiedener Zemente. Regensburg: Universitätsklinikum Regensburg, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik; 2013.

⁴⁷⁾ Ebd., 3.

⁴⁸⁾ Ebd., 4.

⁴⁹⁾ Quick Reference Card für die Zahnarztpraxis. Leitfaden zur Orientierung bei der Anwendung von BioHPP. bredent GmbH & Co. KG, Senden; 2017.

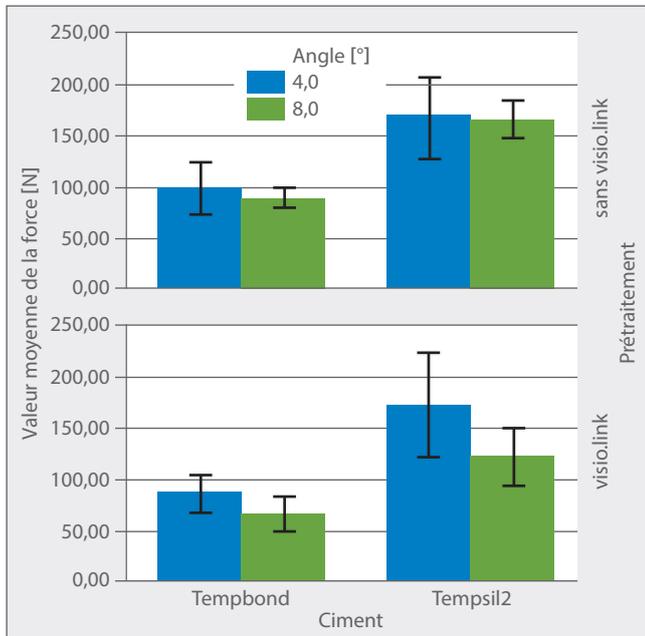


Fig. 36: Force rétentive de couronnes en BioHPP collées temporairement sur des piliers en titane avec un angle conique de 4°/8°. ⁴⁷⁾

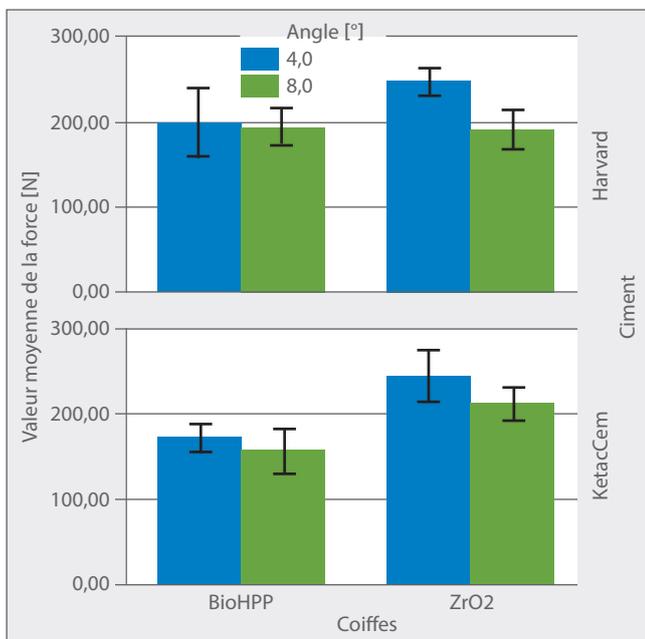


Fig. 37: Force rétentive de couronnes en BioHPP/dioxyde de zirconie scellées définitivement sur des piliers en BioHPP (angle conique 4°/8°). ⁴⁸⁾

Avec les matériaux de scellement temporaires une force de rétention nettement plus élevée ($p < 0,007$) qu'avec Temp-Bond (Kerr) (Fig. 36) a été atteinte dans toutes les variantes avec TempoSil 2 (Coltène). Seulement avec TempoSIL 2 la différence a été nettement plus importante ($p = 0,025$) quand visio.link a été mis en œuvre entre les angles de 4° et 8°.

Lors de l'utilisation de Temp-Bond la part de ciment résiduel sur l'implant était toujours plus élevée que pour les groupes comparables, avec une seule exception (TempoSIL 2: 8°). Quand visio.link a été mis en œuvre, la part de ciment résiduel avec Temp-Bond était toujours plus élevée, pour TempoSIL 2 toujours inférieure en comparaison à l'utilisation sans bonder.

Parallèlement sur des piliers de même forme en BioHPP on a collé des coiffes en dioxyde de zirconie et en BioHPP (ciment de phosphate de zinc Harvard, Harvard; ciment au verre ionomère Ketac Cem, 3M).

Lors du scellement, le dioxyde de zirconie a présenté en comparaison aux matériaux pour coiffes dans tous les groupes des forces rétentives nettement plus élevées ($p < 0,024$), uniquement pour les 8° avec fixation Harvard il n'y a pas eu de différences importantes ($P = 1,000$) entre les coiffes en BioHPP et le dioxyde de zirconie (Fig. 37).

Après l'essai de désinsertion des résidus de ciment sont restés sur l'implant, soit entre env. 10% (Ketac Cem/ dioxyde de zirconie/4°+8°) et 55% (Ketac Cem/BioHPP/4°+8° et Harvard/BioHPP/4°). En utilisant la coiffe BioHPP les résidus de ciment étaient en général plus importants qu'avec la coiffe en oxyde de zirconie. Entre la variante avec 4° et 8° aucune différence n'a pu être constatée.

Remarque de la rédaction : TempoSIL 2 est très bien adapté pour la fixation temporaire de BioHPP sur des piliers en titane. Un prétraitement avec visio.link n'est pas nécessaire pour TempoSIL 2. Pour les ancrages définitifs avec des ciments des forces rétentives plus élevées ont été atteintes avec les coiffes en dioxyde de zirconie sur des piliers en titane. Avec des angles coniques de 8° il n'y avait pas de différence. Aussi avec l'utilisation de KetacCem des valeurs de cohésion acceptables ont été atteintes.

Les résultats de cette étude ont été mis à disposition sous forme d'une Quick Reference Card en tant qu'information supplémentaire pour le chirurgien-dentiste. ⁴⁹⁾

9 Examens in-vitro de bridges à 4 éléments sur dents humaines (TCML & test de fracture) avec différentes morphologies d'infrastructure et de revêtement cosmétique⁵⁰⁾

Prof. Dr. Carola Kolbeck,
Priv.-Doz. Dr. Dipl.-Ing. (FH) Martin Rosentritt
Clinique universitaire de Regensburg
Polyclinique de Prothèse Dentaire

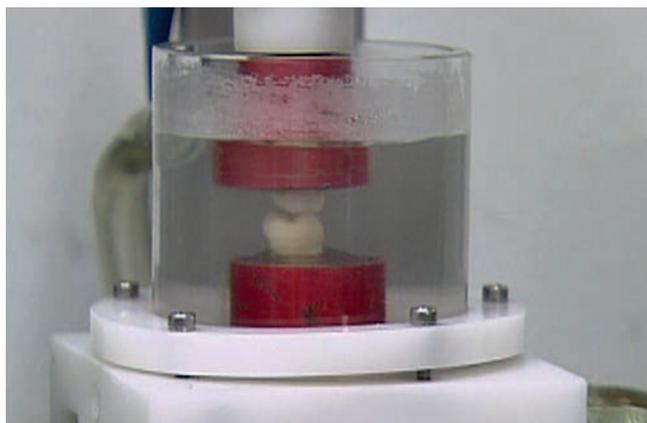


Fig. 38: Chambre à spécimen pour la sollicitation masticatoire.⁵¹⁾



Fig. 39: Bridge après l'examen de sollicitation avec revêtement cosmétique écaillé⁵²⁾

Bridge	F [N] Ouverture de la fissure à la base	F [N] max	Apparence de la fracture
1	300	1092	Formation de fissure, pas d'écaillage, pas de fracture de l'infrastructure
2	600	2000	Fracture complète du revêtement cosmétique
3	800	2150	Fracture du revêtement cosmétique
4	1000	1480	Fracture du revêtement cosmétique
5	600	1950	Fracture de l'infrastructure
6	700	1830	Fracture du revêtement cosmétique
7	400	2660	Fracture de l'infrastructure
8	1100	1600	Fracture du revêtement cosmétique

Fig. 40: Série d'essais avec revêtement cosmétique optimisé. Evolution de la force [N] pendant la contrainte de la fracture et forme d'échec.⁵³⁾

L'objectif de cette étude a été d'évaluer le comportement de bridges en BioHPP à 4 éléments munis d'un revêtement cosmétique en résine. Les infrastructures de bridge ont été réalisées avec l'appareil for2press avec des granulés de bredent et se différencient par leur conception, matériau de revêtement et hauteur verticale des dents piliers.

Pour cet examen plusieurs séries de bridges à quatre éléments ont été réalisées et pourvus d'un socle mobile pour simuler la mobilité physiologique des dents. A cet effet les socles à piliers ont été préparés avec un épaulement circulaire arrondi à l'intérieur. La hauteur rétentive du die variait entre 3 et 6 mm. Après un scellement adhésif des bridges avec Variolink II/Syntac Classic (Ivoclar Vivadent) le revêtement cosmétique crea.lign® (bredent) a été appliqué sur les infrastructures. Ensuite les spécimens ont été soumis à des simulations de mastication et des tests de rupture.

Dans l'application clinique la formation d'une fissure à la base a déjà été évaluée comme une forme d'échec, les fissures de composite dans l'emploi clinique pouvant contribuer à une rétention de plaque plus élevée, à une prédisposition plus élevée à l'hydrolyse du matériau ainsi qu'à un plus grand danger de parodontite et de caries.

Les infrastructures de bridge avec revêtements cosmétiques optimisés ont présenté une résistance suffisante après la simulation masticatoire et l'essai de rupture. Pour ce qui concerne les revêtements optimisés, on a veillé à ce qu'ils dépassent plus au-dessus de l'infrastructure et ne présentent pas de bords à arêtes vives et de secteurs de séparation dans les zones de connexion avec arêtes vives.

Remarque de la rédaction : Lors de la réalisation de bridges fixes en BioHPP et revêtements cosmétiques crea.lign il faut surtout veiller à la conception morphologique. Ce n'est qu'en évitant des fissures à la base que l'on peut atteindre des résistances à la rupture entre 600 et 1.100 Newton. Avec ces résultats et types de fractures on peut donner des recommandations se rapportant à la mise en œuvre.

⁵⁰⁾ Vgl. Kolbeck C, Rosentritt M. In-vitro-Untersuchung viergliedriger Brücken auf Humanzähnen (TCML und Bruchtest): verschiedene Gerüst-/Verblendmorphologien. Regensburg: Universitätsklinikum Regensburg, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik; 2015.

⁵¹⁾ Ebd., 3.

⁵²⁾ Ebd., 6.

⁵³⁾ Ebd., 6.

⁵⁴⁾ Vgl. Rosentritt M. In-vitro Untersuchung von dreigliedrigen standardisierten Brücken. Regensburg: Universitätsklinikum Regensburg, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik; 2011.

⁵⁵⁾ Ebd., 3.

⁵⁶⁾ Ebd., 3.

10 Examens in-vitro de bridges standardisés à trois éléments⁵⁴⁾

Priv.-Doz. Dr. Dipl.-Ing. (FH) Martin Rosentritt
Clinique universitaire de Regensburg
Polyclinique de Prothèse Dentaire

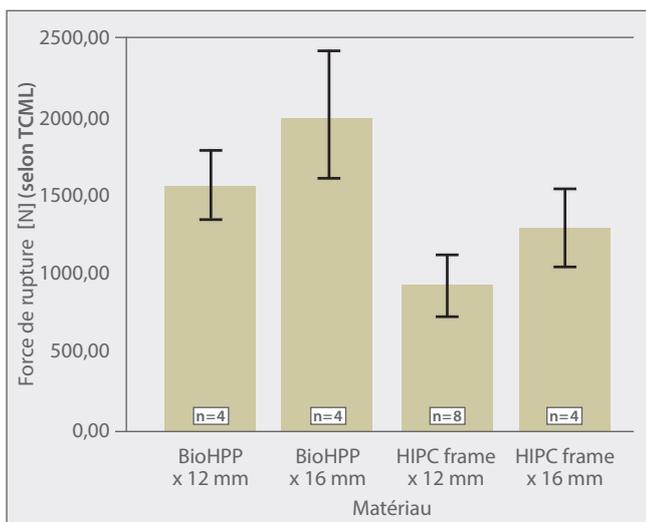


Fig. 41: Force de rupture des différentes séries de tests.⁵⁵⁾

Force de rupture [N]	N	Valeur moyenne	Ecart type	Minimum	Maximum
Connexion HIPC frame x 12 mm ²	8	920.3	196.3	602.0	1245.0
Connexion HIPC frame x 16 mm ²	4	1289.0	249.9	951.0	1538.0
Connexion BioHPP x 12 mm ²	4	1558.3	224.5	1259.0	1802.0
Connexion BioHPP x 16 mm ²	4	2004.5	405.7	1642.0	2586.0

Fig. 42: Représentation sous forme de tableau de la force de rupture avec valeur moyenne, écart type, minimum et maximum.⁵⁶⁾

La pérennité et la résistance à la fracture de bridges standardisés ont été examinées après mise sous sollicitation thermocyclique et mécanique à l'aide du simulateur de mastication. Il a été en même temps tenu compte de différents diamètres de connexion.

Des dies de molaires identiques en PMMA ont été fixés deux à deux de façon mobile en terme de positionnement parodontal dans de la résine. Pour simuler une molaire manquante, l'intervalle entre les dies était d'env. 10 mm. A partir d'un modèle en plâtre, bredent a fabriqué avec chaque matériau pour bridges des bridges standardisés identiques. La fixation des bridges a eu lieu en commun accord avec Variolink II (Ivoclar Vivadent) à la polyclinique. Les bridges ont été soumis à une simulation masticatoire (1.200.000 x 50 N; 2 x 3.000 x 5° / 55 °C; H₂O, 2 min par cycle). Une bille en stéatite (d=10mm) a été utilisée en tant qu'antagoniste. Les bridges ont été contrôlés pendant la simulation masticatoire pour détecter un éventuel échec pour un nombre déterminé de cycles de mastication ainsi que la durée relative de survie.

Tous les bridges examinés ont survécu la simulation masticatoire sans dommages visibles. Après la simulation, les bridges ont toutefois présenté de nettes traces d'usure dans la zone de contact. Dans l'ensemble, les bridges examinés ont fourni des valeurs de rupture situées nettement au-dessus de la valeur seuil de 500 N requise pour une application avec dents latérales. Les restaurations en céramique ont présenté en comparaison des valeurs de rupture similaires ou inférieures. Dans ce contexte il faut considérer qu'en atteignant la valeur de rupture, des flexions maximales de bridges peuvent conduire à des limitations cliniques.

Remarque de la rédaction : En raison de la haute résistance à la fracture de BioHPP après simulation masticatoire (vieillesse) on peut utiliser BioHPP pour des prothèses conjointes. Les diamètres de connexion de 12 et 16mm² permettent des infrastructures fines avec revêtement cosmétique ultérieure. L'esthétique n'en souffre pas dans la zone des espaces interdentaires. La résistance à la fracture de BioHPP dépasse celle des matériaux céramiques pour infrastructures de jusqu'à 1.000 Newton.

11 Charge de rupture et types de défaillances de restaurations conjointes en PEEK à divers revêtements cosmétiques⁵⁷⁾

Dipl. Ing. Simon Taufall
Ludwig-Maximilians Universität, Munich

Dans ces études des essais de charge de rupture ont été réalisés sur des restaurations en BioHPP® à revêtements cosmétiques divers après vieillissement artificiel.

A cet effet 120 infrastructures de même forme à trois éléments ont été fraisées et ensuite sablées avec des particules d'Al₂O₃ à partir d'ébauches en BioHPP®. Les infrastructures de bridge allaient d'une canine en passant par la 1ère jusqu'à la 2ème prémolaire. Après le conditionnement avec le primaire visio.link® et l'opaqueur combo.lign® les chercheurs ont subdivisé les spécimens en quatre groupes de revêtement.

- A) Revêtement cosmétique numérique avec breCAM.HIPC,
- B) Revêtement cosmétique conventionnel avec le composite crea.lign®,
- C) Revêtement cosmétique conventionnel avec la pâte crea.lign®,
- D) Collage des facettes préfabriquées novo.lign®.

Infrastructure	breCAM.BioHPP (PEEK), N=120, LOT: 400177								
Revêtement cosmétique	Revêtement numérique breCAM.HIPC (N=30), LOT: 406700	Revêtement cosmétique conventionnel		Facettes cosmétiques préfabriquées novo.lign (N=30, LOT: Z3304499, Z3843532, Z3849293, Z3303681					
		crea.lign (N=30), LOT: 130513	Pâte crea.lign (N=30), LOT: 134524, 141207						
Viellissement	aucun	10.000 cycles thermiques	aucun	10.000 cycles thermiques	aucun	10.000 cycles thermiques	aucun	10.000 cycles thermiques	
Quantité	15	15	15	15	15	15	15	15	

Fig. 43: Design des études avec différentes méthodes de revêtements cosmétiques.⁵⁸⁾

Ensuite respectivement la moitié de chaque groupe de revêtements cosmétiques a été soumis à un vieillissement artificiel à l'aide de cycles thermiques (10.000 cycles, 5-55°C, resp. 20 secondes, cf. Fig. 43).

Pour le test ultérieur de charge de rupture tous les spécimens (également ceux qui n'ont pas été soumis au vieillissement artificiel) ont été fixés sur des piliers conditionnés en CoCrMo. Les piliers du maître-modèle ont alors remplacé la canine ainsi que la deuxième prémolaire. Ensuite les spécimens des pontics ont été mis sous sollicitation pendant 15 mn avec une force de 100 N. Après ce test de charge de rupture les spécimens ont encore été immergés dans de l'eau distillée à 37°C durant 48 heures.

Les résultats du test de charge de rupture montrent que des revêtements cosmétiques de fabrication numérique atteignent des valeurs plus élevées que les spécimens des autres types de revêtement cosmétique sans considération de l'état de vieillissement des spécimens (cf. Fig. 44, 45). Les groupes de revêtements de fabrication non numérique ont atteints dans le test des valeurs de charge de rupture similaires.

⁵⁷⁾ Vgl. Taufall S, Eichberger M, Schmidlin PR, Stawarczyk B. Fracture load and failure types of different veneered polyetheretherketone fixed dental prostheses. *Clinical Oral Investigations* 2016;20(9): 2493-2500.

⁵⁸⁾ Idem, tableau 1

⁵⁹⁾ idem, tableau 2

⁶⁰⁾ idem, Fig. 5

⁶¹⁾ Vgl. Eichberger M, Wimmer T, Stawarczyk B. Sind die Eigenschaften von BioHPP®-Restaurationen immer gleich oder hat die Verarbeitungstechnik einen Einfluss? Untersuchung anhand der Stabilität von Brücken. *Die Quintessenz der Zahntechnik* 2014; 40:596.

⁶²⁾ Vgl. Stawarczyk B, Thrun H, Eichberger M, Roos M, Edelhoff D, Schweiger J, Schmidlin PR. Effect of different surface pretreatments and adhesives on the load-bearing capacity of veneered 3-unit PEEK FDPs. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2015;114(5):666-673.

Infrastructure	breCAM.BioHPP (PEEK), n=120, LOT: 400177							
Revêtement cosmétique	Revêtement numérique breCAM.HIPC (n=30), LOT: 406700		Revêtement cosmétique classique				Facettes préfabriquées novo.lign (n=30), LOT: Z3304499, Z3843532, Z3849293, Z3303681	
			crea.lign (n=30), LOT: 130513		Pâte crea.lign (n=30), LOT: 134524, 141207			
Vieillessement	aucun	10.000 cycles thermiques	aucun	10.000 cycles thermiques	aucun	10.000 cycles thermiques	aucun	10.000 cycles thermiques
Valeur moyenne [N]	1882	2021	1138	1008	1226	1229	1213	1149
Ecart moyen [N]	152	184	278	372	280	239	380	274
95% d'intervalle de confiance [N]	1797-1967	1919-2124	984-1293	802-1215	1070-1382	1096-1362	1002-1425	997-1301

Fig. 44: Les résultats du test de charge de rupture indiquent les valeurs les plus élevées pour les revêtements numériques.⁵⁹⁾

L'analyse des types de fracture a fait ressortir deux catégories de défaillances typiques : Les trois premiers groupes (revêtements numériques et conventionnels) ont présenté des types de fracture similaires ainsi que des fissures dans la zone du pontic à partir de la zone de connexion. Dans le quatrième groupe le type de défaillance n'a pas pu être reconnu à l'œil nu. Toutefois la courbe de charge a montré une défaillance des spécimens qui a aussi été clairement audible. Les chercheurs ont supposé ici une défaillance d'adhésion entre l'infrastructure en BioHPP® et les facettes cosmétiques préfabriquées.

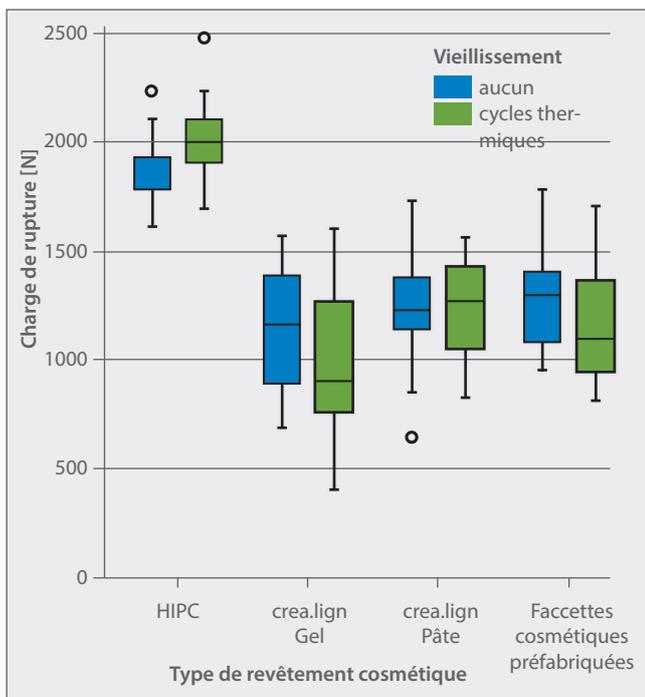


Fig. 45: Représentation graphique des résultats du test de charge de rupture dans le diagramme Box-Plot.⁶⁰⁾

Globalement toutes les infrastructures soumises à des tests ont présenté une résistance suffisante à la rupture. Pour cela 909 N maximum sont considérés comme suffisants en tant que force occlusale dans la zone latérale molaire.⁶¹⁾

Les chercheurs ont expliqué que les valeurs de résistance à la fracture nettement plus élevées des revêtements cosmétiques de fabrication numérique sont à imputer à un nombre plus réduit d'étapes de fabrication manuelle. D'autre part le vieillissement artificiel n'avait pas d'influence notable sur la capacité de mise sous charge des spécimens.

Le point faible des trois premiers groupes de revêtement est la zone de connexion, l'infrastructure y ayant présenté la force la plus faible.

Les revêtements cosmétiques du quatrième groupe semblent présenter une plus forte résistance de sorte que l'adhésif a fait défaut avant la fracture du revêtement. Dans cette structure de test il faut tenir compte de ce que le CoCrMo en tant que matériau de pilier présente un module d'élasticité nettement plus élevé que la substance dure de la dent.

Remarque de la rédaction : Lors d'études antérieures réalisées par l'Université Ludwig-Maximilian les chercheurs ont tout d'abord conclu qu'on ne devrait pas appliquer de matériau de revêtement cosmétique selon les méthodes classiques sur le matériau pour infrastructures PEEK.⁶²⁾ Après l'étude présentée ici, les chercheurs de l'université ont réalisé une autre étude avec les composants du système visio.lign® en prouvant que les infrastructures en BioHPP® (PEEK à charges de céramique) sont parfaitement adaptées à l'application d'un revêtement cosmétique. bredent propose avec le système visio.lign® un total de quatre variantes de revêtements cosmétiques pour différentes indications.

12 Accumulation de bactéries sur BioHPP⁶³⁾

Prof. Dr. J. Geis-Gerstorfer, Dr. L. Scheideler
Eberhard Karls Universität, Tübingen
Zentrum für Zahn-, Mund- u. Kieferheilkunde, Sektion
„Medizinische Werkstoffkunde & Technologie“

Adhésion de Streptococcus Gordonii (résumé)

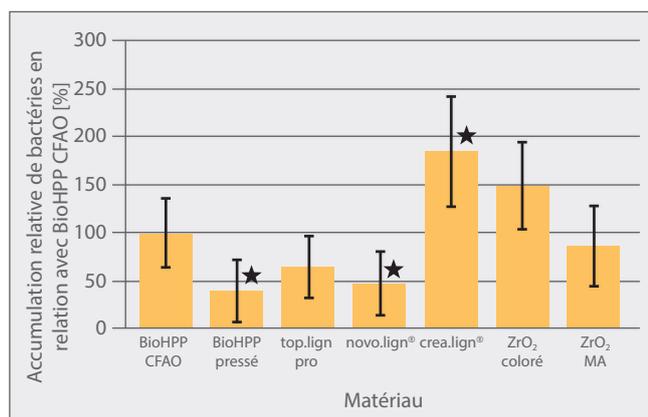


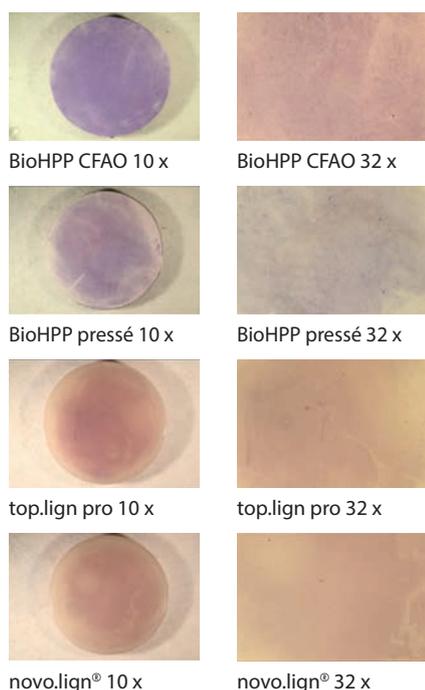
Fig. 46: Colonisation initiale par *S. gordonii*. Résumé des données de 2 essais. Temps d'adhésion : 2h. (valeurs moyennes avec écarts types) ; n=6; étoile=nettement différent de BioHPP CFAO; p=0,05)..⁶⁴⁾

Le projet avait comme objectif d'examiner l'accumulation de plaque sur le matériau PEEK BioHPP en comparaison à d'autres matériaux pour infrastructures et revêtements cosmétiques.

A cet effet des cultures de bactéries ont été appliquées sur les spécimens et leur accumulation a été documentée et quantifiée par examen visuel. Dans cette étude les spécimens ont été incubés en alternance continue avec mouvement et stagnation avec différents microorganismes. C'est ainsi que les conditions dans les recoins de la cavité buccale (p. ex. espaces interdentaires) devaient être simulées. Les essais ont été réalisés avec *Streptococcus gordonii* en tant que colonisateur de la cavité buccale ainsi qu'avec des substances isolées de cultures buccales mixtes. En tant que matériau de référence, trois différents produits dentaires à base de PMMA ont été employés (top.lign, novo.lign, crea.lign) ainsi que l'oxyde de zircon. L'oxyde de zircon a aussi été testé sous deux conditions différentes (ZrO₂ teinté et ZrO₂ CFAO).

L'objectif de l'examen était d'établir des conditions de surface qui ressemblent aux conditions de mise en œuvre réelles dans la pratique. En conséquence, le travail des surfaces et le nettoyage ont été effectués chez brendt selon des méthodes classiques en prothèse.

Les essais réalisés avec différents kits pour tests et /ou colorants pour la quantification des bactéries à l'aide de substrats (activité métabolique) ont révélé en partie des approches prometteuses, mais ont fait ressortir ici dans le système d'essais mis en place, un manque de sensibilité et des difficultés de reproduction. C'est pourquoi qu'après quelques essais préalables, ces approches ont à nouveau dû être abandonnées. La coloration cristal / violet s'est révélée comme la méthode d'analyse la mieux reproductible malgré les problèmes générés par les conditions de surface dans ce projet.



⁶³⁾ Vgl. Geis-Gerstorfer J, Scheideler L. Untersuchungen zur initialen Bakterien-Anlagerung an BioHPP im Vergleich zu top.lign pro, novo.lign, crea.lign und Zirkonoxid-Keramik. Tübingen: Eberhard Karls Universität, Medizinische Werkstoffkunde & Technologie; 2015.

⁶⁴⁾ Ebd., 6.

⁶⁵⁾ Ebd., 7, 8.

⁶⁶⁾ Ebd., 9.

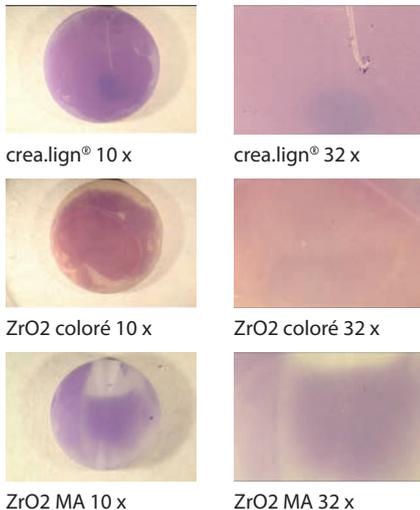


Fig. 47: Représentation agrandie des résultats d'une série de tests de couverture de bactéries avec *S. gordonii*.⁶⁵⁾

Adhésion Streptococcus (activité métalolique CCK-8)

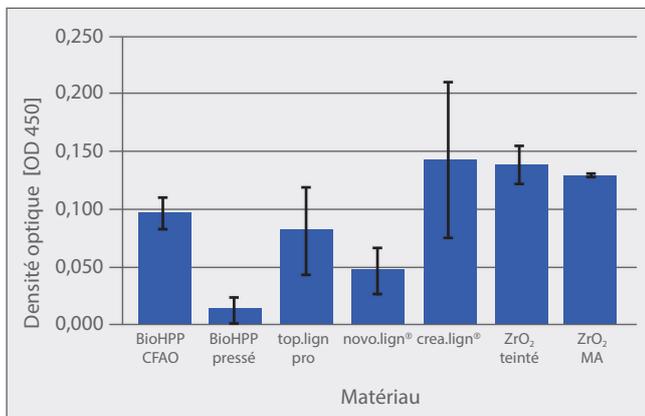


Fig. 48: Colonisation initiale par *S. gordonii*. Test d'activité métabolique. Durée d'adhésion : 2 h. (valeurs moyennes avec écart type; n=3).⁶⁶⁾

S. gordonii a présenté sur des surfaces de BioHPP pressé et novo.lign un dépôt de plaque nettement plus faible que sur les surfaces de BioHPP CFAO (Fig. 46) servant de référence. Le dépôt en moyenne le plus élevé a été mesuré sur la résine de référence crea.lign. La quantité de bactéries détectées du fait de l'apposition de colorants était ici presque deux fois plus élevée (184 %) en comparaison à BioHPP CFAO.

Les bactéries ont été teintées de cristal-violet. La Fig. 47 illustre la quantité de formation de biofilm sur les différentes surfaces du fait de *S. gordonii*. Une plaquette type a servi à la documentation pour chaque surface respective. Le côté gauche représente une vue d'ensemble, le côté droit une vue détaillée.

On voit clairement qu'avec les tests à base de *S. gordonii* la surface de BioHPP pressée présente un dépôt nettement plus faible que la surface CFAO. On reconnaît également le dépôt relativement prononcé et continu de la couverture bactérienne sur crea.lign en comparaison à la surface de novo.lign représentée au-dessus. *S. gordonii* a présenté une adhésion relativement marquée sur les surfaces d'oxyde de zirconium examinées.

Les résultats de l'assay CK-8 sont en bonne corrélation avec les colorations cristal-violet réalisées ensuite avec les mêmes spécimens. Les données représentées dans Fig. 48 relatives à la quantité de substrat montrent les mêmes tendances que le résumé des résultats de la coloration des bactéries avec du cristal violet dans Fig. 46. *S. gordonii* s'est nettement moins déposé sur le BioHPP pressé et novo.lign que sur les surfaces de référence BioHPP CFAO. Le dépôt le plus élevé constaté en moyenne a été mesuré sur crea.lign.

Remarque de la rédaction : Les résultats permettent de constater que les surfaces dégagées des infrastructures en BioHPP dans la cavité buccale ne sont pas colonisées plus fortement par la plaque que celles en zirconium ou en composites cosmétiques. La condition préalable est une surface polie haute brillance. Avec des surfaces rugueuses les résultats peuvent être différents.

13 Influences de diverses méthodes de traitement de surface sur l'angle de contact et la rugosité de surface⁶⁷⁾

Dr. Candida R.C. Sturz
 Département interdisciplinaire de stomatologie
 et d'implantologie, Département de
 Chirurgie cranio-maxillo-faciale et plastique
 Université de Cologne

L'objectif de ces études était d'examiner les effets de diverses méthodes de mise en œuvre sur les surfaces de matériaux de restaurations dentaires.

A cet effet les chercheurs ont mesuré la rugosité de surface ainsi que l'hydrophobicité du PEEK (BioHPP®), de trois résines (breformance, crea.lign®, novo.lign®) ainsi que du dioxyde de zircon (brezirkon) (cf. Fig. 49). La surface de la zircon a servi de référence, n'étant soumise à aucun traitement de surface (référence ZrO).

Abréviation	Matériau	Lot #	Nom du produit	Charges	Part des charges
PEEK-IOF	BioHPP	379805	BioHPP	Céramique anorganique et oxyde de métal	<30%
PMMA-noF	PMMA, MMA, EGDMA	374873	breformance	-	-
DMA-nano	Bis-GMA, UDMA, diméthacrylates aliphatiques	123765	crea.lign	Céramique anorganique	~50%
PMMA-DMA	PMMA et Diméthacrylate macromoléculaire	3.1/120609	novo.lign	Céramique anorganique	<10%
ZrO	Monoxyde d'yttrium, ZrO ² partiellement stabilisé, à pressée isostatique	378421	brezirkon	Aluminium	0,2-0,5%

Fig. 49 : Matériaux d'essai.⁶⁸⁾

Au total 160 spécimens ont été testés; chaque groupe de matériaux a été poli selon quatre méthodes :

Groupe 1 : Meulage au papier; surface en papier au carbure de silicium, grain de 1.000, meulé, mouvements de meulage en ligne droite en une direction

Groupe 2 : Meulage à la pierre, surface meulée régulièrement avec pierre blanche cylindrique d'Arkansas, mouvements de meulage en ligne droite dans une direction avec pièce à main droite

Groupe 3 : Traitement Air-Flow, surface polie avec de la poudre de bicarbonate de sodium (65 µm)

Groupe 4 : Polissage haute-brillance; surface polie avec la pâte diamantée bredent-Zi-polish (1 µm) et un polissoir en coton.

Les chercheurs déterminent la rugosité de surface des spécimens à l'aide d'un microscope à balayage laser. Pour cela ils examinent une surface de 320 x 320 µm. Pour déterminer l'hydrophobicité ils ont mesuré deux angles de contact (à gauche et à droite) par goutte d'eau.

Les résultats des mesures prises démontrent que dans tous les groupes de matériaux il y a eu une forte augmentation de la rugosité de surface après toutes les méthodes de traitement (cf. Fig. 50-53). C'est seulement pour la ZrO que la rugosité de surface a été nettement réduite. Après le meulage papier PMMA-DMA a atteint la valeur Ra la plus basse (0,008 µm ± 0,0025), alors que PMMA-noF après le traitement Air-Flow-a atteint la valeur RA la plus élevée (2,917 µm ± 0,4709). Après le traitement Air-Flow surtout les surfaces de PMMA-noF et PMMA-DMA étaient devenues très rugueuses.

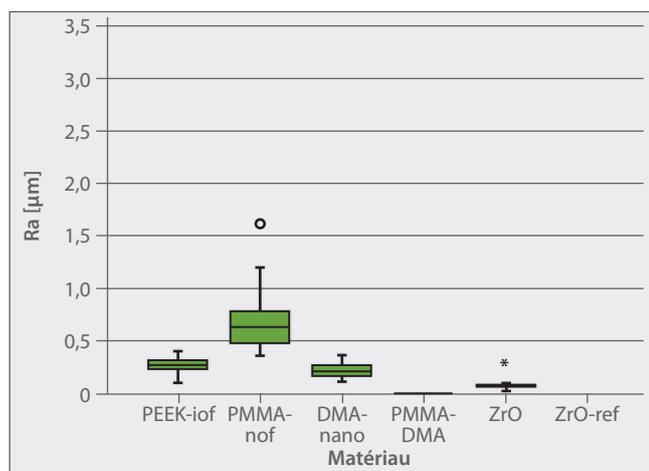
⁶⁷⁾ Vgl. Sturz CRC, Faber FJ, Scheer M, Rothamel D, Neugebauer J. Effects of various chair-side surface treatment methods on dental restorative materials with respect to contact angles and surface roughness. Dental Materials, Journal 2015; 34(6): 796-813.

⁶⁸⁾ Ebd., 798.

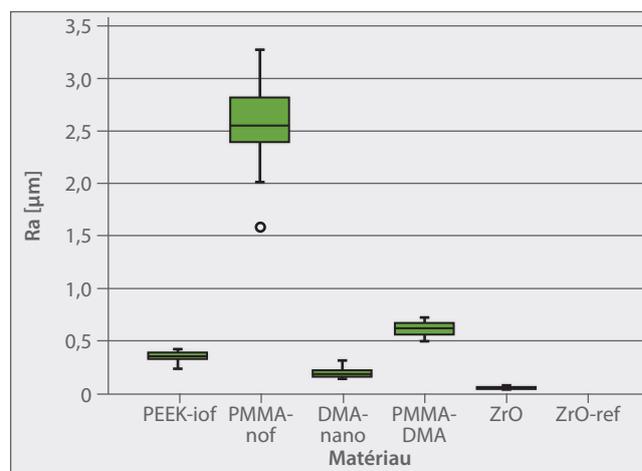
⁶⁹⁾ Ebd., 802, 803.

⁷⁰⁾ Ebd., 803.

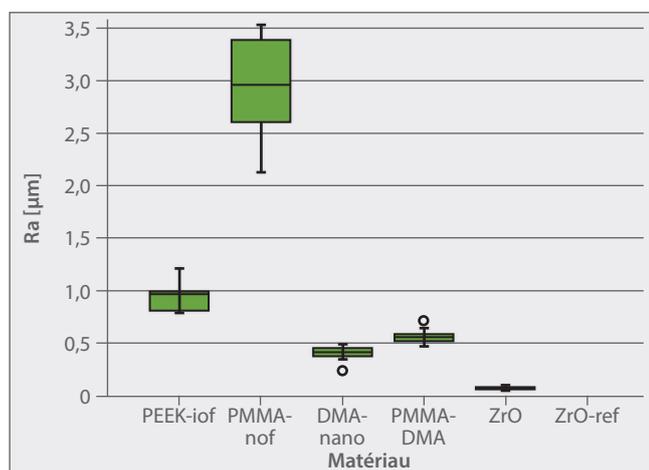
Meulage papier



Meulage pierre



Traitement Air-flow



Polissage haute-brillance

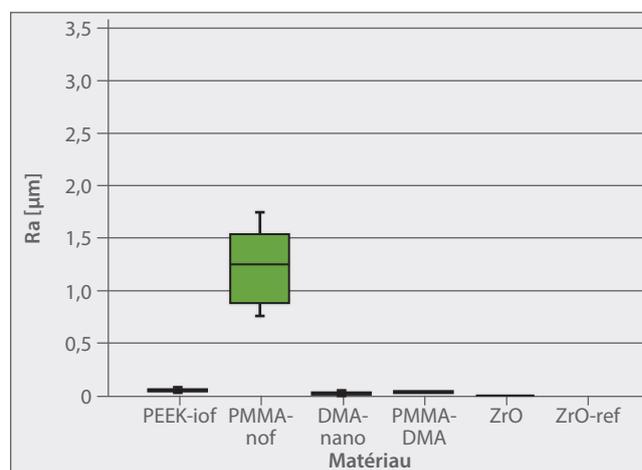
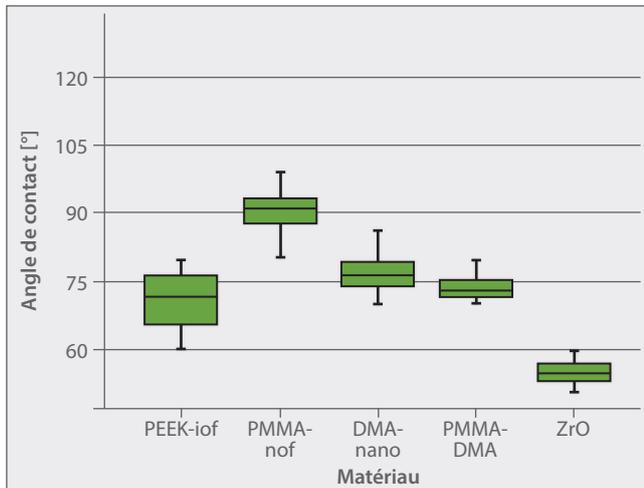


Fig. 50-53: Le diagramme Box-Plot montre l'augmentation de la rugosité de surface après toutes les méthodes de traitement à l'exception de ZrO.⁶⁹⁾

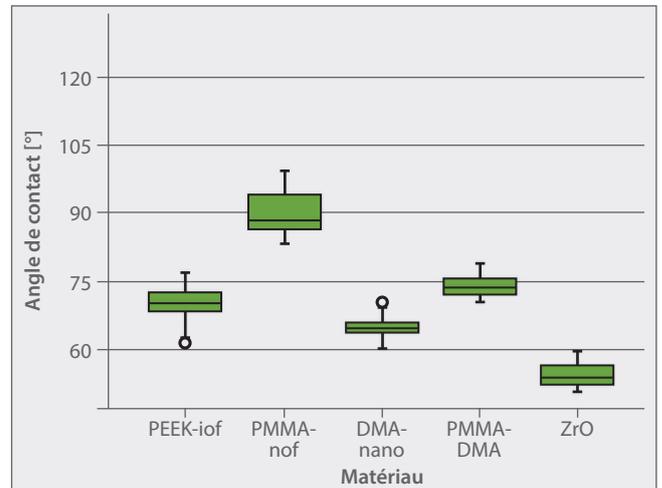
Matériau	Traitement de surface	Moyenne Ra	SD ±	Moyenne Rt	SD ±	Sa Mittelwert	SD ±
PEEK-IOF	Meulage papier	0,277	0,0664	1,589	0,2957	0,547	0,1023
	Meulage pierre	0,364	0,0657	1,959	0,1854	1,114	0,1356
	Traitement Air-flow	0,952	0,1359	5,613	0,2558	1,505	0,1705
	Polissage haute-brillance	0,073	0,0128	0,501	0,0448	0,148	0,0384
PMMA-noF	Meulage papier	0,703	0,2867	4,003	1,3486	4,743	1,0355
	Meulage pierre	2,567	0,4929	13,050	0,9857	5,103	0,7687
	Traitement Air-flow	2,917	0,4709	13,930	1,1547	6,197	0,9268
	Polissage haute-brillance	1,260	0,3529	6,733	0,7229	3,303	0,6909
DMA-nano	Meulage papier	0,236	0,0727	1,349	0,3917	0,357	0,0712
	Meulage pierre	0,218	0,0588	1,261	0,2709	0,907	0,2020
	Traitement Air-flow	0,405	0,0742	2,249	0,1588	0,632	0,1852
	Polissage haute-brillance	0,399	0,0038	0,245	0,0243	0,108	0,0585
PMMA-DMA	Meulage papier	0,008	0,0025	0,800	0,0280	0,020	0,0070
	Meulage pierre	0,633	0,0739	3,543	0,3182	1,378	0,3055
	Traitement Air-flow	0,567	0,0725	3,200	0,1053	1,076	0,1495
	Polissage haute-brillance	0,050	0,0064	0,328	0,0255	0,075	0,0117
ZrO	Meulage papier	0,091	0,0449	0,519	0,1299	0,097	0,0243
	Meulage pierre	0,073	0,0127	0,419	0,0426	0,106	0,0157
	Traitement Air-flow	0,076	0,0148	0,464	0,0954	0,095	0,0088
	Polissage haute-brillance	0,103	0,0036	0,108	0,0427	0,023	0,0079
ZrO Référence		0,058	0,0173	0,352	0,1238	0,073	0,0179

Fig. 54 : Résultats des mesures de rugosité de surface.⁷⁰⁾

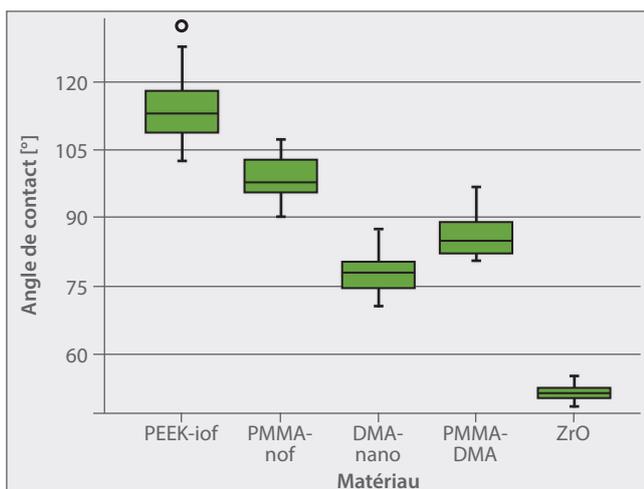
Meulage papier



Meulage pierre



Traitement Air-flow



Polissage haute-brillance

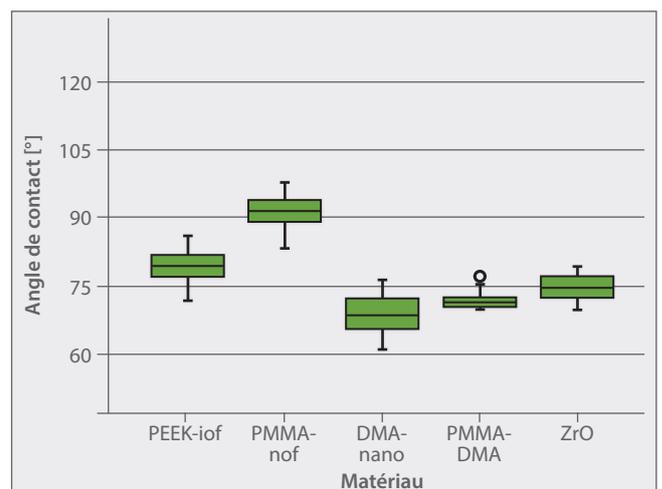


Fig. 55-58 : Le diagramme Box-Plot-est une représentation graphique des mesures de l'angle de contact.⁷¹⁾

L'analyse des mesures de l'angle de contact a révélé un angle de contact entre 51,6° et 114° (cf. Fig. 55-58). Le traitement Air-flow de ZrO a révélé les valeurs d'angle de contact les plus faibles (51,6° ± 1,16), les valeurs les plus élevées ont été mesurées sur PMMA-nof avec le traitement Air-flow (114,4 ± 6,46).

⁷¹⁾ Ebd., 808.

⁷²⁾ Ebd., 808, 809.

Matériau	Traitement de surface	Moyenne	SD ±
PEEK-IOF	Meulage papier	70,8	5,85
	Meulage pierre	70,2	3,35
	Traitement Air-flow	114,0	6,46
	Polissage haute-brillance	79,4	3,57
PMMA-noF	Meulage papier	90,7	4,29
	Meulage pierre	90,0	4,90
	Traitement Air-flow	98,6	3,91
	Polissage haute-brillance	91,5	3,46
DMA-nano	Meulage papier	76,9	4,01
	Meulage pierre	65,0	2,16
	Traitement Air-flow	77,9	4,10
	Polissage haute-brillance	69,1	4,13
PMMA-DMA	Meulage papier	73,8	2,65
	Meulage pierre	73,9	2,47
	Traitement Air-flow	86,3	4,96
	Polissage haute-brillance	71,9	1,55
ZrO	Meulage papier	55,0	2,70
	Meulage pierre	54,2	2,45
	Traitement Air-flow	51,6	1,61
	Polissage haute-brillance	75,0	2,63
ZrO Référence		94,2	1,18

Abb. 59: Ergebnisse der Angle de contactmessung.⁷²⁾

Globalement les angles de contact les plus élevés ont été relevés après le traitement Air-flow dans tous les groupes de matériaux à l'exception de ZrO. Une corrélation entre les valeurs de rugosité de surface et de l'angle de contact n'a été révélé clairement que pour le traitement Air-flow, toutes les autres méthodes n'ont pas permis de reconnaître une corrélation.

En général le polissage a conduit à un net agrandissement de l'angle de contact pour PEEK-IOF, PMMA-noF et ZrO. Une réduction de l'angle de contact a uniquement été notée avec les produits de polissage pour DMA-nano et PMMA-DMA.

Remarque de la rédaction : Le traitement Air-flow ainsi que le polissage avec de la pâte haute-brillance ont aussi conduit pour BioHPP® (PEEK-IOF) à une rugosité de surface qui favorise en bouche le dépôt de plaque et de bactéries tout comme les décolorations. Pour éviter cet effet il est recommandé d'appliquer le composite crea.lign® (DMA-nano) ou les facettes novo.lign® sur BioHPP®. Les appareils tels que par ex. Air Flow ne devraient pas être utilisés.

14 Etudes sur la perte osseuse péri-implantaire marginale en cas de sollicitation immédiate. Comparaison de la prothèse conjointe en arc avec structure métallique avec une structure en polyétheréthercétone⁷³⁾

Prof. Dr. Dr. Marta Cabo Pastor
 Prof. Dr. Dr. Maria Celia Haya Fernández
 Departamento de Odontología
 Universidad CEU Cardenal Herrera,
 Valencia



Pour cette étude clinique in-vivo 35 patients ont reçu au total 213 implants selon le concept SKY fast & fixed avec une restauration immédiate composée d'un bridge provisoire en PMMA. 15 à 16 semaines plus tard la restauration définitive a été réalisée avec un bridge rigide composite-métal (cf. Fig. 61 à gauche) ou avec un bridge en composite à renforcement physiologique céramique en PEEK (cf. Fig. 61 à droite).

L'objectif de cette étude a été de constater la résorption osseuse. A cet effet le niveau osseux péri-implantaire a été mesuré à trois périodes différentes (cf. Fig. 60) : immédiatement après l'implantation, lors de la restauration prothétique définitive au bout de 3 à 4 mois ainsi que lors de l'examen de contrôle après un an. La prise de mesure a été réalisée d'après un procédé standardisé.



Fig. 60: Montage du système de mesure pour la prise de mesure standardisée du niveau osseux.⁷⁴⁾



Fig. 61: Bridges implanto-portés, à gauche avec infrastructure métallique, à droite avec infrastructure PEEK renforcée de céramique.⁷⁵⁾

⁷³⁾ Cabo Pastor MB. Estudio de la pérdida ósea marginal periimplantaria en carga inmediata. Comparación de la prótesis fija de arco completo con estructura metálica o con poliéter éter cetona [Dissertation]. Valencia: Universidad CEU Cardenal Herrera; 2017.

⁷⁴⁾ Ebd., 84.

⁷⁵⁾ Ebd., 85.

⁷⁶⁾ Ebd., 125.

Résorption selon le matériau (avec valeurs >0)

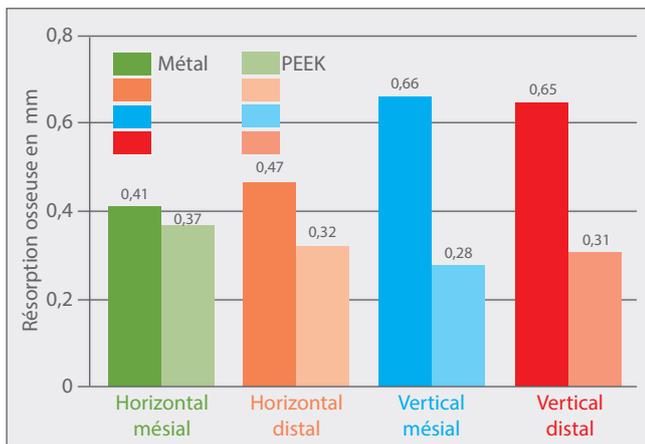


Fig. 62: La résorption osseuse est inférieure pour les prothèses en PEEK que pour les prothèses métalliques.⁷⁶⁾

Le traitement avec des implants assure fonctionnalité et esthétique à long terme. Une substance osseuse suffisante, solide et stable ainsi qu'un environnement approprié de gencive sont une condition de base pour une réussite à long terme.

Les résultats des examens montrent qu'en utilisant PEEK, on observe une résorption osseuse nettement plus faible sur les radiographies. La Fig. 62 illustre la résorption osseuse des prothèses avec infrastructure métallique et PEEK.

Remarque de la rédaction : Le matériau PEEK testé est BioHPP, une variante de PEEK renforcée de céramique. Vu que BioHPP se distingue par une élasticité semblable à celle des tissus osseux, l'absorption des forces est comparable à celle des os naturels. C'est pourquoi BioHPP est en mesure d'absorber les forces masticatoires et d'autres sollicitations et les transfère directement à l'implant.

15 Etudes cliniques et expérimentales d'un pilier hybride à renforcement PEEK-titane avec mise sous sollicitation immédiate et avec couronne céramique⁷⁷⁾

José Eduardo Maté Sánchez de Val
 José Luis Calvo-Guirado
 Cátedra Internacional de
 Investigación en Odontología,
 BioMatériaus & Implants Research Group (MBIRG)
 Universidad Católica San Antonio de Murcia



Fig. 63: En haut à gauche: Incision avec un scalpel circulaire. En bas à gauche et à droite gros plan de la position de pilier BioHPP elegance.⁷⁸⁾

BioHPP a été utilisé en odontologie avant tout en tant que pilier sur implant. L'objectif de cette étude était d'examiner l'utilisation de tels piliers à base de polymère pour la restauration prothétique dentaire définitive. A cet effet, deux techniques chirurgicales différentes ont été mises en œuvre (standard et sans lambeau).

Traditionnellement les piliers sont en matériaux tels que le titane ou d'autres alliages métalliques, des alternatives sont la céramique et l'oxyde de zircon. Toutefois aucun de ces matériaux n'est adapté à une restauration immédiate permettant de poser la couronne immédiatement après l'insertion de l'implant.

Dans cette étude dix implants blueSKY (bredent medical, Senden, Allemagne) de 3,5 à 4 mm de diamètre et de 10 à 12 mm de longueur ont été insérés au hasard dans la zone prémolaire supérieure au niveau de la crête. Après la pose des implants dix piliers BioHPP SKY elegance ont été reliés aux implants. Il s'agissait de piliers dits „hybrides“, pour lesquels le corps de pilier est en BioHPP et relié sans hiatus à la base en titane. Ces piliers sont mis en œuvre pour la restauration immédiate vu qu'ils réunissent les propriétés d'un pilier provisoire et d'un pilier définitif. En conséquence, il n'est plus nécessaire de remplacer le pilier plus tard. Toutes les couronnes ont été réalisées avec le système Cerec en céramique de feldspath (IPS Empress CAD Cerec/InLab) et fixées avec le ciment universel auto-adhésif Rely-X.

Examen radiologique

Des radiographies standardisées ont été réalisées à l'aide d'un système de parallélisme le jour de l'implantation, un jour après, trois et cinq mois après. L'analyse radiologique a été effectuée avec le programme Image J (Wayne Rasband, USA). En outre les intervalles entre la plateforme et le premier contact osseux ont été notés (cf. Fig. 64).



Fig. 64: En haut : Technique sans lambeau : Scanner de la situation au départ et représentation agrandie des mesures entre la plateforme d'implant et le premier contact osseux. En bas : Technique standard avec représentation agrandie des mesures.⁷⁹⁾

Fig. 64 montre le scanner d'un cas avant le traitement (à gauche) et la situation radiologique après l'implantation (à droite). Autour des implants aucune résorption osseuse n'a pu être observée et la hauteur osseuse est restée stable. Fig. 65 illustre les valeurs mesurées pour les intervalles entre la plateforme de l'implant et le premier contact osseux.

Prise de mesure ISQ

La stabilité de l'implant a été mesurée directement après l'insertion de l'implant afin de déterminer si une mise sous sollicitation immédiate est possible. La valeur limite a été fixée à une valeur ISQ de 65. Les valeurs ISQ sont déterminées avec l'Osstell Mentor (Osstell, Göteborg, Suède).

Intervention	Patient	1 mois	3 mois	5 mois	Valeur p
Sans lambeau	1	0,02±0,01 (0,02)	0,05±0,25 (0,05)	0,04±0,04 (0,04)	
	2	0,01±0,05 (0,01)	0,17±0,11 (0,17)	0,15±0,10 (0,15)	
	3	0,21±0,13 (0,21)	0,13±0,09 (0,13)	0,09±0,01 (0,09)	
	4	0,43±0,33 (2,33)	0,11±0,19 (0,11)	0,13±0,03 (0,13)	
	5	0,39±0,05 (0,39)	1,12±0,32 (1,12)	0,09±0,11 (0,09)	
	sans lambeau (moyenne)	0,21±0,14 (0,21)	0,31±0,04 (a) (0,31)	0,10±0,03 (0,10)	p=0,043
Standard	6	0,31±0,13 (0,31)	1,02±0,39 (1,02)	1,21±0,34 (1,21)	
	7	0,33±0,14 (0,33)	0,98±0,76 (0,98)	1,19±0,38 (1,19)	
	8	0,64±0,63 (4,32)	1,32±0,99 (1,32)	1,23±0,45 (1,23)	
	9	0,39±0,33 (0,39)	1,05±0,33 (1,05)	1,02±0,15 (1,02)	
	10	0,85±0,49 (0,85)	0,99±0,65 (0,99)	1,21±0,47 (1,21)	
	Standard (moyenne)	0,50±0,41 (b) (3,64)	1,07±1,12 (a) (b) (1,07)	1,17±0,87 (a) (b) (1,17)	(a) p=0,031 (b) p=0,011
	Valeur p	0,044	0,022	0,017	

Fig. 65: Analyse radiologique de spécimens, résultats représentés en tant que valeur moyenne ± écart type (moyenne). Test Friedman non paramétrique.⁸⁰⁾

Intervention	Patient	Jour 0
sans lambeau	1	66,43±4,21 (66,43)
	2	69,43±5,42 (69,43)
	3	67,45±3,39 (67,45)
	4	70,03±5,23 (70,03)
	5	65,06±3,97 (65,06)
	sans lambeau (moyenne)	67,68±5,10 (67,68)
Standard	6	68,39±6,03 (68,68)
	7	65,63±2,98 (65,63)
	8	66,03±2,64 (66,03)
	9	69,83±5,00 (69,83)
	10	70,63±6,01 (70,63)
	Standard (moyenne)	68,10±4,93 (68,10)
	Valeur p	0,063

Fig. 66: Valeurs ISQ pour les différents patients, représentées en tant que valeur moyenne ± écart type (moyenne). Différence significatives pour p<0,05. Comparaison entre les groupes.⁸¹⁾

Fig. 66 indique les valeurs ISQ pour les implants le jour de l'insertion. Tous les implants ont présenté des valeurs au-dessus de la valeur minimum fixée pour cette étude (ISQ 65).

Analyse mucogingivale et évaluation clinique

Les indices de saignement pour implants ont été déterminés et documentés 1, 3 et 5 mois après l'implantation à l'aide d'une technique de sondage péri-implantaire spéciale ainsi que les récessions péri-implantaires de tissus mous et les pertes de hauteur depuis l'insertion. Également Les valeurs pour les saignements de sondage ont également été déterminées (0=aucune, 1=existe) 1, 3 et 5 mois après.

La profondeur d'insertion a été mesurée avec une sonde classique en plastique, tout en notant que le même examinateur a mesuré six fois le même implant. Les résultats ont été représenté comme valeur moyenne à partir de 3 prises de mesure.

Fig. 67 énumère tous les indices de gencive et de saignement pour tous les implants. Aucun implant n'a présenté de rétractions ou a été perdu. Les profondeurs d'insertion sont indiquées dans Fig. 58. En comparaison avec le groupe sans lambeau, des profondeurs d'insertion plus élevées ont été observées dans le groupe de référence; il n'y a pas eu de différences significatives à différents moments dans les groupes respectifs. Au moment de l'évaluation, des inflammations cliniques anormales n'ont pas été constatées. Il y a eu une adaptation complète des tissus mous péri-implantaires à la couronne et au profil d'émergence du pilier BioHPP SKY elegance. Dans la technique sans lambeau le processus de cicatrisation a été plus rapide qu'avec la technique standard, toutefois vers la fin les résultats se sont rapprochés.

⁷⁷⁾ Sánchez de Val JEM, Calvo-Guirado JL. Klinische und experimentelle Studie eines neuen keramisch verstärkten PEEK-Titan-Hybridabutments unter Sofortbelastung mit einer Keramikkrone. Verwendung von Abutments auf Polymerbasis für definitive Versorgungen. BDIZ EDI konkret 2015;4:72-79.

⁷⁸⁾ Ebd., 78.

⁷⁹⁾ Ebd., 76.

⁸⁰⁾ Ebd.

⁸¹⁾ Ebd.

Intervention	Patient	1 mois	3 mois	5 mois	Valeur p
Sans lambeau	1	0,23±0,05 (0,23)	0,13±0,05 (0,13)	0,05±0,06 (0,05)	
	2	0,12±0,06 (0,12)	0,10±0,06 (0,10)	0,06±0,07 (0,06)	
	3	0,15±0,07 (0,15)	0,11±0,05 (0,11)	0,02±0,06 (0,02)	
	4	0,24±0,06 (0,23)	0,13±0,07 (0,13)	0,02±0,03 (0,02)	
	5	0,23±0,1 (0,23)	0,08±0,03 (0,08)	0,05±0,01 (0,05)	
	Sans lambeau (moyenne)	0,19±0,06 (0,19)	0,11±0,03 (a) (0,11)	0,04±0,03 (b) (0,04)	(a) 0,023 (b) 0,039
Standard	6	0,31±0,16 (0,31)	0,19±0,04 (0,19)	0,09±0,12 (0,09)	
	7	0,33±0,21 (0,33)	0,25±0,14 (0,25)	0,11±0,05 (0,11)	
	8	0,10±0,01 (0,10)	0,11±0,07 (0,11)	0,04±0,01 (0,04)	
	9	0,18±0,11 (0,18)	0,15±0,12 (0,15)	0,09±0,04 (0,09)	
	10	0,16±0,03 (0,16)	0,12±0,11 (0,12)	0,01±0,03 (0,01)	
	Standard (moyenne)	0,21±0,01 (a) (0,21)	0,16±0,05 (b) (0,17)	0,06±0,02 (0,06)	(a) 0,014 (b) 0,033

Fig. 67: Valeurs pour les saignements de sondage (0=aucun, 1= existe) après 1, 3 et 5 mois, représenté comme valeur moyenne ± écart type (médiane). (a) Différences significatives pour $p < 0,05$ dans le comparatif mensuel entre patients. (b) Différences significatives pour $< 0,05$ entre les protocoles chirurgicaux.⁸²⁾

Intervention	Patient	1 mois	3 mois	5 mois	(a) Valeur p
Sans lambeau	1	2,19±0,22 (2,19)	2,21±0,20 (2,21)	2,26±0,19 (2,26)	
	2	2,24±0,20 (2,24)	2,27±0,23 (2,27)	2,30±0,23 (2,30)	
	3	2,29±0,18 (2,29)	2,31±0,21 (2,31)	2,34±0,20 (2,34)	
	4	2,33±0,28 (2,33)	2,37±0,26 (2,37)	2,40±0,25 (2,40)	
	5	2,19±0,22 (2,19)	2,21±0,20 (2,21)	2,26±0,19 (2,26)	
	Sans lambeau (moyenne)	2,24±1,84 (2,24)	2,27±0,18 (2,21)	2,31±0,03 (2,31)	
Standard	6	3,41±0,74 (3,41)	4,19±1,03 (4,19)	4,21±0,12 (4,21)	
	7	3,15±1,21 (3,15)	4,11±1,20 (4,11)	4,4±1,05 (4,44)	
	8	4,32±1,51 (4,32)	4,12±0,13 (4,13)	4,01±1,01 (4,01)	
	9	4,19±1,33 (4,19)	3,32±0,05 (3,32)	3,54±0,09 (3,54)	
	10	3,14±0,94 (3,14)	5,23±0,14 (5,23)	4,39±1,93 (4,39)	
	Standard (moyenne)	3,64±1,02 (b) (3,64)	4,19±1,05 (a) (b) (4,20)	4,11±1,02 (b) (4,11)	(a) $p=0,029$
(b) Valeur p	0,041	0,013	0,033		

Fig. 68: Profondeurs d'insertion en mm 1, 3 et 5 mois après l'implantation, représenté comme valeur moyenne ± écart type (médiane). (a) Comparaison entre les moments pour les différentes techniques. (b) Comparaison entre les protocoles.⁸³⁾

Le pilier BioHPP SKY elegance est en interaction parfaite avec les tissus péri-implantaires, comme démontré par l'absence d'enflures et la cicatrisation plus rapide des tissus mous. La biocompatibilité est l'un des constats les plus frappants de cette étude et provient d'une vérification de la bibliographie.

Remarque de la rédaction : Dans le cadre des limites d'une étude clinique pilote, en ce qui concerne le nombre de spécimens, on peut tirer la conclusion que les piliers BioHPP SKY elegance représentent la solution idéale dans toutes les situations où l'implant sera mis sous contrainte immédiate par une couronne définitive. Le pilier est biocompatible, il présente une forte résistance à la flexion mécanique ainsi qu'élasticité et permet des résultats hautement esthétiques.

16 Comportement des tissus péri-implantaires dans un environnement de matériaux exempts de métaux. Etude expérimentale avec des chiens⁸⁴⁾

José Eduardo Maté Sánchez de Val
 Carlos Pérez Albacete
 Martínez Sergio Gehrke
 María P. Ramírez Fernández
 Vicente G. Vicent
 Gerardo Gómez Moreno
 José L. Calvo Guirado
 Universidad Católica San Antonio de Murcia (UCAM)
 Biotecnos-UCAM Research Center
 University of Granada



Dans cette étude six chiens mâles de la race American Foxhound ont été examinés, ils avaient environ un an et pesaient entre 14 et 15 kilogrammes. 48 implants coniques (blueSKY, bredent medical, Senden, Allemagne) avec un diamètre de 3,5 mm et 10 mm de longueur ont été insérés. Après l'insertion tous les implants ont été directement munis de piliers et subdivisés en deux groupes: Le groupe de référence a reçu 24 piliers en titane alors que le groupe testé a reçu 24 piliers BioHPP (BioHPP SKY elegance, bredent, Senden, Allemagne).

Huit semaines après l'opération les implants ont présenté une stabilité primaire adaptée. Entre les groupes des différences notoires pour des buts de statistiques n'ont pas pu être remarquées, tous les implants étaient oséo-intégrés. Les espaces vides formés entre l'implant et l'alvéole ont été comblés avec des tissus osseux et résorbés par la crête osseuse.

Pour les deux groupes, la mise en forme dans la zone de défektivité marginale était accompagnée de nettes pertes dimensionnelles du tissu osseux tout aussi bien dans la zone buccale difficile que dans la zone linguale à substance plus robuste.

Le groupe objet de l'étude (pilier en PEEK renforcé) a présenté les meilleurs résultats en matière de stabilisation des tissus mous tout aussi bien dans l'analyse linguale que buccale. L'examen radiologique a confirmé les résultats de l'analyse histologique au niveau osseux : dans les deux groupes (titane et PEEK) on a pu observer une perte plus importante des tissus osseux buccaux en comparaison aux tissus linguaux.

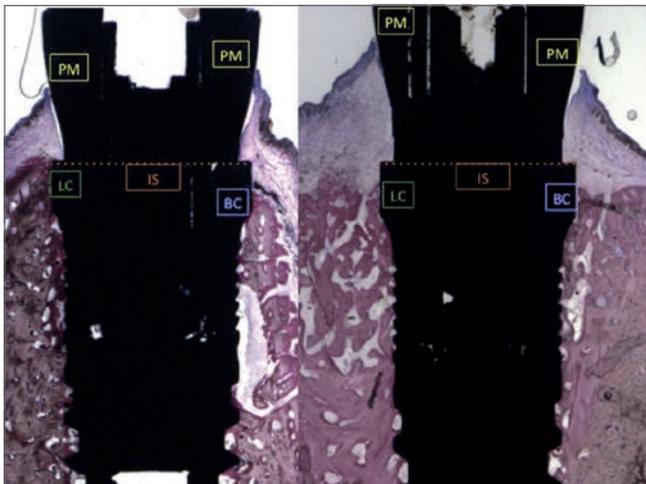


Fig. 69: A gauche on reconnaît l'apposition de tissus mous sur un pilier en titane, à droite l'apposition sur un pilier en BioHPP. A droite on note le niveau nettement plus élevé des tissus mous sur la face linguale.⁸⁵⁾

PM = Periimplantäre Mukosa = muqueuse péri-implantaire
 IS = Implantatschulter = épaulement de l'implant
 LC = Lingualer Knochenkamm = arête osseuse linguale
 BC = Bukkaler Knochenkamm = arête osseuse buccale

⁸²⁾ Ebd., 77.

⁸³⁾ Ebd.

⁸⁴⁾ Vgl. Sánchez de Val JEM, Pérez Albacete Martínez C, Gehrke S, Ramírez Fernández MP, Vicent VG, Gómez Moreno G, Calvo Guirado JL. Peri-implant tissues behavior around non-titanium Matériau: Experimental study in dogs. European Association for Osseointegration Congress; 2016 Sept 29–Oct 1.

⁸⁵⁾ Vgl. Sánchez de Val JEM, Pérez Albacete Martínez C, Gehrke S, Ramírez Fernández MP, Vicent VG, Gómez Moreno G, Calvo Guirado JL. Peri-implant tissues behavior around non-titanium Matériau: Experimental study in dogs. Annals of Anatomy. 2016;206:106

	Titane	PEEK	Valeur p
PM-Bc	2.74 ± 0.41	3.11 ± 0.26*	0.032
	2.74	3.11	
PM-LC	2.91 ± 0.03	3.71 ± 0.18 *	0.008
	2.91	3.71	
PM buccal-IS	2.35 ± 0.87	2.95 ± 0.53 *	0.015
	2.35	2.95	
PM lingual-IS	2.65 ± 0.43	3.57 ± 0.38 *	0.003
	2.65	3.57	
IS-BC	2.04 ± 0.11 *	1.53 ± 0.21	0.011
	2.04	1.53	
IS-LC	1.93 ± 0.14 *	1.41 ± 0.19	0.029
	1.93	1.41	

Fig. 70: Mesures linéaires en millimètres.⁸⁶⁾

Valeur ISQ	Insertion		8 semaines		Valeur p
	moyenne ± Sd	médi- ane	moyenne ± Sd	médiane	
Pilier BioHPP	74.46 ± 4.55	74.46	69.53 ± 0.47	69.53	0.16
Pilier titane	74.19 ± 4.29	74.19	70.80 ± 0.67	70.80	0.23

Fig. 71: ISQ: Implant Stability Quotient (quotient de stabilité de l'implant). Mesures prises le jour de l'insertion et après 8 semaines. Résultats comme moyenne et médiane. Différences significatives, $p < 0.05$.⁸⁷⁾

BIC (%)	Titane	PEEK	Valeur p
moyenne ± Sd	61.29 ± 1.45	62.52 ± 4.63	0.32
Médiane	61.29	62.52	

Fig. 72: BIC: Bone Implant Contact. Test de Friedman. Test des valeurs BIC. Comparaison entre piliers titane et piliers hybrides PEEK-Titane huit semaines après la pose des implants. Les données indiquent la moyenne, SD et médiane. Différences significatives, $p < 0.05$. Des différences n'ont pas été notées.⁸⁸⁾

Fig. 70: PM-Bc : Intervalle entre la muqueuse péri-implantaire et la crête osseuse buccale ; PM-Lc : Intervalle entre la muqueuse péri-implantaire et l'arête osseuse linguale ; PM buccal-IS : Intervalle entre la muqueuse péri-implantaire et l'épaulement de l'implant sur le côté buccal ; PM lingual-IS : Intervalle entre la muqueuse péri-implantaire et l'épaulement de l'implant sur le côté lingual ; IS Bc : Intervalle du bord supérieur de l'épaulement de l'implant au premier point de contact tissu osseux-implant sur le côté buccal ; IS-Lc : Intervalle du bord supérieur de l'épaulement de l'implant avec la crête osseuse linguale. Valeurs en tant que moyenne ± Sd et médiane. Test Friedman non paramétrique. (*) Différences significatives, $p < 0.05$.

⁸⁶⁾ Sanchez, Periimplant tissues behavior, EAO Congress 2016.

⁸⁷⁾ Ebd.

⁸⁸⁾ Ebd.

⁸⁹⁾ Ebd.

⁹⁰⁾ Ebd.

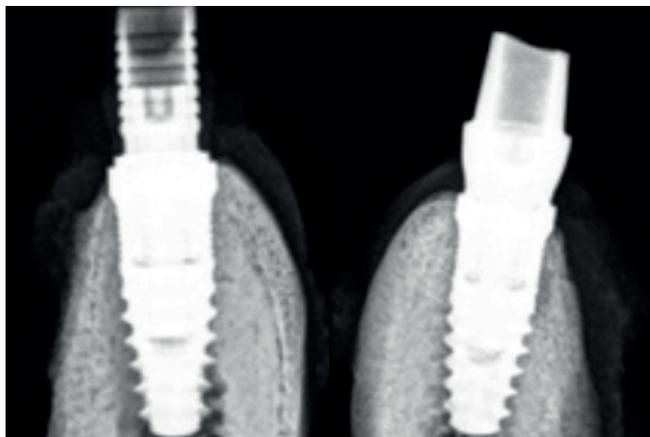


Fig. 73: Radiographies des implants avec pilier PEEK (à gauche) et pilier en titane (à droite).⁸⁹⁾

		Titane	PEEK	Valeur p
Tissus osseux bucaux	Moyenne ± Sd	1.96 ± 0.21 *	1.43 ± 0.11	0.013
	Médiane	1.96	1.43	
Tissus osseux linguaux	Moyenne ± Sd	1.78 ± 0.33 *	1.28 ± 0.43	0.031
		1.78	1.28	

Fig. 74: Analyse du premier point de contact des tissus osseux-Implant avec l'épaulement de l'implant. Valeurs en tant que moyenne ± Sd et médiane. Test Friedman non paramétrique. (*) Différences significatives, $p < 0.05$.⁹⁰⁾

La mise en œuvre de piliers titane-PEEK renforcés offre de nombreux avantages esthétiques par rapport aux matériaux conventionnels. La teinte blanche des piliers permet la mise en forme de biotypes gingivaux fins sans les limites des piliers conventionnels en titane. Avec sa haute biocompatibilité, le matériau est adapté à la restauration immédiate : un pilier = une fois. L'évaluation histomorphométrique quantitative des tissus mous a démontré qu'il y a des différences en faveur des piliers PEEK : Les tissus mous péri-implantaires ont révélé une hauteur et épaisseur plus importante pour les piliers PEEK. Ceci indique qu'il n'y a pas eu de perte osseuse péri-implantaire et qu'il y a eu une étanchéisation biologique du pilier.

Remarque de la rédaction : Avec les limites qu'impose une étude animale on peut conclure que des piliers renforcés PEEK-titane représentent en raison de leur haute biocompatibilité une alternative efficace aux piliers conventionnels. C'est ainsi que le matériau peut contribuer à la conservation de la hauteur des tissus osseux et à la stabilité des tissus mous.

Bibliographie

1. *Rzanny A, Göbel R, Küpper H.*
PEEK – ein interessanter Werkstoff und alternatives Gerüstmaterial.
ZWR – Das Deutsche Zahnärzteblatt 2015;123:608-613.
2. *Rzanny A, Göbel R, Facht M.*
BioHPP Zusammenfassende Ergebnisse der werkstoffkundlichen Untersuchungen.
Jena: Friedrich-Schiller-Universität; 2013.
3. *Faber FJ, Holzer N, Roggendorf H.*
In-vitro-Untersuchungen mit BioHPP in der Teleskoptechnik.
Köln: Universitätsklinikum, Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde; 2013.
4. *Schulte F.*
Verbundfestigkeit zwischen verschiedenen Polyetheretherketonen und Verblendkunststoffen in Abhängigkeit von der Oberflächenvorbehandlung [Dissertation].
Universität zu Köln; 2015.
5. *Eichberger M, Wimmer T, Stawarczyk B.*
Sind die Eigenschaften von BioHPP-Restaurationen immer gleich oder hat die Verarbeitungstechnik einen Einfluss? Untersuchung anhand der Stabilität von Brücken.
Die Quintessenz der Zahntechnik 2014; 40:588-598.
6. *Heimer S.*
Polierbarkeit und Reinigungsmethoden des Hochleistungswerkstoffes Polyetheretherketon (PEEK) [Dissertation].
München: Ludwig-Maximilians-Universität; 2017.
7. *Heimer S.*
Zwischenergebnisse der Reinigungsstudie des Gerüstwerkstoffes BioHPP.
München: Ludwig-Maximilians-Universität; 2014.
8. *Zylla, IM.*
Entstehung der Oxidschicht beim Überpressen vorgefertigter Titanabutments mit BioHPP.
Hochschule Osnabrück, Labor für Metallkunde und Werkstoffanalytik; 2014.
9. *Kolbeck C., Rosentritt M.*
In-vitro-Untersuchung viergliedriger Brücken auf Kunststoffstümpfen (TCML und Bruchtest): Vollanatomische Gestaltung aus PEEK gefräst bzw. gepresst.
Universitätsklinikum Regensburg, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik; 2011.
10. *Kolbeck C, Rosentritt M.*
Versuch zur Überprüfung der Abzugskräfte zwischen Abutment (Titan, BioHPP) und Käppchen (ZrO₂, Bio HPP) mit 4°/8° Konuswinkeln zur Verifizierung verschiedener Zemente.
Universitätsklinikum Regensburg, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik; 2013.
11. Quick Reference Card für die Zahnarztpraxis. - Leitfaden zur Orientierung bei der Anwendung von BioHPP.
bredent GmbH & Co. KG, Senden; 2017.

12. *Kolbeck C, Rosentritt M.*
In-vitro-Untersuchung viergliedriger Brücken auf Humanzähnen (TCML und Bruchtest): verschiedene Gerüst-/Verblendmorphologien.
Universitätsklinikum Regensburg, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik; 2015.
13. *Rosentritt M.*
In-vitro Untersuchung von dreigliedrigen standardisierten Brücken.
Universitätsklinikum Regensburg, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik; 2011.
14. *Taufall S, Eichberger M, Schmidlin PR, Stawarczyk B.*
Fracture load and failure types of different veneered polyetheretherketone fixed dental prostheses.
Clinical Oral Investigations 2016;20(9):2493-2500.
15. *Geis-Gerstorfer J, Scheideler L.*
Untersuchungen zur initialen Bakterien-Anlagerung an BioHPP im Vergleich zu top.lign pro, novo.lign, crea.lign und Zirkonoxid-Keramik.
Tübingen: Eberhard Karls Universität, Zentrum für Zahn-, Mund- u. Kieferheilkunde, Sektion „Medizinische Werkstoffkunde & Technologie“; 2015.
16. *Cabo Pastor MB.*
Estudio de la pérdida ósea marginal periimplantaria en carga inmediata.
Comparación de la prótesis fija de arco completo con estructura metálica o con poliéter éter cetona [Dissertation].
Valencia: Universidad CEU Cardenal Herrera; 2017.
17. *Sánchez de Val JEM, Calvo-Guirado JL.*
Klinische und experimentelle Studie eines neuen keramisch verstärkten PEEK-Titan-Hybrid-abutments unter Sofortbelastung mit einer Keramikkrone. Verwendung von Abutments auf Polymerbasis für definitive Versorgungen.
BDIZ EDI konkret 2015;4:72-79.
18. *Sánchez de Val JEM, Pérez Albacete Martínez C, Gehrke S, Ramírez Fernández MP, Vicent VG, Gómez Moreno G, Calvo Guirado JL.*
Peri-implant tissues behavior around non-titanium Material: Experimental study in dogs.
European Association for Osseointegration Congress; 2016 Sept 29–Oct 1.
19. *Sanchez de Val JEM, Perez Albacete Martinez C, Gehrke S, Ramirez Fernandez MP, Vicent VG, Gomez Moreno G, Calvo Guirado JL.*
Periimplant tissues behavior around non-titanium Material: Experimental study in dogs.
Annals of Anatomy. 2016;206:104-109.
20. *Göbel R, Rzanny A.*
Verbundfestigkeit zwischen verschiedenen Verblend- und Gerüstwerkstoffen. Darstellung werkstoffkundlicher Untersuchungen zur Verbundkombination dentaler Werkstoffe.
Die Quintessenz der Zahntechnik. 2016;42(8):1064-1068.
21. *Sturz CRC, Faber FJ, Scheer M, Rothamel D, Neugebauer J.*
Effects of various chair-side surface treatment methods on dental restorative Materials with respect to contact angles and surface roughness.
Dental Matériaus Journal 2015; 34(6): 796-813.



Autres documentations pouvant vous intéresser:

Piliers hybrides BioHPP® elegance

De plus naturel, il n'y a que la nature

Personnalisés | confortables | résilients

bredent

REF 0005340F

BioHPP®
La référence dans le domaine des matériaux physiologiques pour infrastructures

physiologique - esthétique - biocompatible

bredent

REF 0005470F

BioHPP®
Polymères High Performance

Bionique - De plus naturel, il n'y a que la nature

Catalogue

bredent

REF 0005350F

