

esthetic.line

Pekkton® ivory

Polymère à hautes performances pour restaurations définitives sur implants: documentation scientifique.

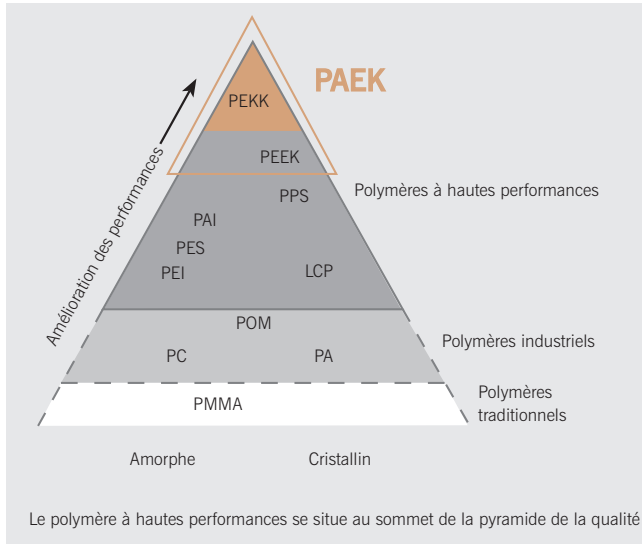


Sommaire.

Introduction	
Pekkton® – polymère à hautes performances à base de PAEK avec des propriétés sur mesure pour l'usage dentaire	03
Propriétés et composition chimique du matériau	04
Indications	
Pekkton® ivory	05
Biocompatibilité	
Bases scientifiques et exigences normatives	06
Certificat de conformité	07
Science des matériaux et recherches in vitro	
Espace marginal	08
Vieillessement	09
Résistance au cisaillement des composites cosmétiques	10
Dureté	11
Essais de fatigue de ponts dentaires revêtus à 4 unités	12
Simulation numérique d'un pont à trois unités comparé aux matériaux de pont conventionnels	14
Simulation numérique d'un pont à quatre unités	16
Biomécanique du concept All-On-Four dans le maxillaire – Analyse numérique	18
Essais de fatigue dynamique de couronnes dentaires	20
Pekkton® – polymère à hautes performances comme alternative aux restaurations dentaires conventionnelles ?	22
Conditionnement mécanique des surfaces par rapport à divers paramètres.	24
Résistance d'adhésion des systèmes adhésifs établis sur le PEKK – Durabilité et effet du conditionnement de la surface.	26
Forces de rétention et comportement en fatigue de crochets fabriqués avec des résines thermoplastiques	28
Qualités optiques	30
Absorption d'eau et solubilité	32
Cas cliniques	
Pont complet sur implants (1)	34
Pont complet sur implants (2)	36
Reconstruction vissée implanto-portée dans le maxillaire et la mandibule	38
Prothèse télescopique mandibulaire avec bracket sublingual	39
Couronne molaire vissée sur un implant	40
Deux prémolaires ensemble sur dents naturelles	41
Couronnes sur dents naturelles	42
Glossaire	44
La gamme	46
Publications	47
Liens utiles	48

Introduction.

Pekkton® – polymère à hautes performances à base de PAEK avec des propriétés sur mesure pour l'usage dentaire.



Le matériau le plus adapté (approprié) pour la médecine et la dentisterie humaines

«La structure et la composition des dents sont parfaitement adaptées aux besoins fonctionnels de la bouche et sont supérieures à celles de tout matériau artificiel. Par conséquent, en tout premier lieu, ne faites pas de mal.»¹

Pekkton® ivory² est un polymère à hautes performances obtenu à partir du matériau brut PEKK, à l'avant-garde des matériaux PAEK au sommet de la pyramide des polymères. À l'apogée de la famille PAEK, Pekkton® ivory vous apporte le meilleur du monde des polymères pour les indications dentaires. Résistance, stabilité dimensionnelle, ténacité ne sont que quelques-uns de ces attributs.

Chez Cendres+ Métaux, nous sommes convaincus des avantages des matériaux non métalliques et nous présentons aujourd'hui, en exclusivité, le fin du fin en matière de polymères thermoplastiques à hautes performances à travers le monde.



Imiter la nature est la tendance future pour les produits médicaux. Les métaux et la céramique, même s'ils sont biocompatibles, ne répondent pas à cette prétention. Par exemple, la correspondance du module de l'os peut avoir une importance dans les applications où il convient de réduire la déviation des contraintes au minimum. Au contraire, les produits à base de polymères sont de plus en plus reconnus comme étant de meilleures alternatives aux solutions métalliques rigides. Par conséquent, le profil extensif des propriétés matérielles du Pekkton® le rend naturellement idéal pour les différentes applications dans le domaine dentaire.



Le Pekkton® ne doit pas être considéré comme un simple matériau mais comme une solution complète. Le matériau PEKK peut facilement être mélangé pour répondre à des exigences spécifiques. Différentes qualités de Pekkton® peuvent ainsi être utilisées en dentisterie pour les couronnes, les ponts, les squelettés, les inserts, les parties secondaires et les solutions pour implants. Le Pekkton® peut être transformé de façon simple et fiable avec des méthodes classiques de laboratoire et/ou industrielles. Par exemple, le Pekkton® est parfaitement adapté pour la fabrication assistée par ordinateur. Il constitue la solution parfaite au bon rapport coût-efficacité qui permet de gagner du temps par rapport aux matériaux métalliques ou céramiques pour obtenir le produit le plus confortable pour le patient.

¹ Kishen A. Mechanisms and risk factors for fracture prediction in endodontically treated teeth. Endodontic Topics, 2006; 13(1):57– 83.

² Pekkton® based on OXPEKK® from OPM, Oxford Performance Materials, Inc., USA

a Exemple d'implant osseux en PEKK approuvé par la FDA

b Ébauche à fraiser Pekkton® ivory à base de PEKK de qualité implantable

Propriétés et composition chimique du matériau.

1. Composition

Polyéthercétonecétone (PEKK)
Dioxyde de titane

2. Caractéristiques physiques

Température de transition vitreuse	Tv = 157°C ASTM-D3418
Température de fusion	Tm = 363°C ASTM-D3418
Couleur	blanchâtre

3. Caractéristiques mécaniques

Module d'élasticité de Young	5,1 GPa	ASTM-D638
Résistance à la rupture	115 MPa	ASTM-D638
Module d'élasticité en flexion	5,0 GPa	ASTM-D790
Contrainte de flexion avec déformation de 5 %	200 MPa	ASTM-D790
Dureté	252 MPa	ISO 2039-1

Les valeurs des caractéristiques mécaniques sont basées sur les géométries standard. Les valeurs peuvent varier selon la forme, le modèle et les paramètres de transformation.

4. Essais biologiques

Pekkton® ivory comme matériau de base est évalué et se révèle conforme aux normes de biocompatibilité de classe IV de l'USP. Il est conforme ou supérieur aux exigences de la pharmacopée étasunienne pour les essais biologiques selon:

Test d'éluion pour la cytotoxicité selon les normes USP32:2009 <87> et ISO 10993-5:2009 (Étude n°110042, BSL Bioservices, 82152 Planegg – Allemagne)

Réactivité intradermique selon la norme USP 32<88> (Étude n°110043, BSL Bioservices, 82152 Planegg – Allemagne)

Toxicité systémique aiguë – Test d'injection systémique selon la norme USP 32<88> (Étude n°110043, BSL Bioservices, 82152 Planegg – Allemagne)

Implantation dans le muscle selon la norme USP 32<88> (Étude n°110043, BSL Bioservices, 82152 Planegg – Allemagne)

5. Stérilisation

Du fait de sa température de transition vitreuse élevée (157°C), supérieure aux températures de stérilisation à la vapeur normales comprises entre 121 et 134°C, et grâce à sa résistance à l'hydrolyse naturelle, Pekkton® ivory est particulièrement adapté pour la stérilisation à la vapeur sans qu'il y ait de variations notables des caractéristiques mécaniques ou physiques.

6. Contrôle

La fabrication, le conditionnement et la livraison sont constamment contrôlés par le système de gestion de la qualité conformément aux normes ISO 9001 et ISO 13485.

Indications.



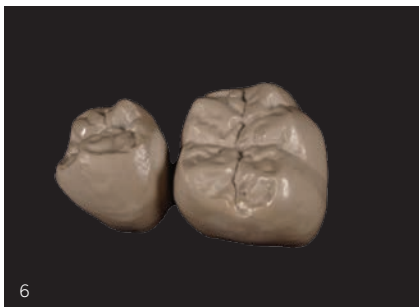
Couronne et pont définitifs, recouverts et vissés sur implants dentaires avec au plus deux éléments de liaison. Peut être recouvert avec des couronnes pressées collées, des composites, ainsi que des dents préfabriquées en résine et des facettes.



Prothèse amovibles, tels que restaurations secondaires sur barres et couronnes télescopiques, liaisons transversales, attelles occlusales et prothèse de base.



Couronne unitaire et ponts définitifs recouverts avec au plus un élément de liaison sur dents naturelles.



À gauche: couronnes et ponts non recouverts sur la zone postérieure pour une durée de port maximale de 12 mois.

À droite: pièces non recouvertes, par exemple bord de couronne et îlots («backing»).

1: BDT, Beaver Dental Technology, UK-Leeds.

2/3: Zahntechnik Wichnalek, DE-Augsburg / Norbert Wichnalek, Robert Bacaleta

4/6/7: Laboratoire Cristou, FR-Paris

5: Zahnmanufaktur Zimmermann & Mäder, CH-Bern

Biocompatibilité.

Bases scientifiques et exigences normatives.

Pour l'évaluation des risques biologiques, les procédures et dispositions de la norme EN ISO 10993-1:2009 «Évaluation biologique des dispositifs médicaux – Partie 1: Évaluation et essais au sein d'un processus de gestion du risque» ont été appliquées. D'après les critères définis dans cette norme, le produit est biologiquement classé dans la catégorie «dispositif de communication externe» avec contact «permanent» (> 30 jours) avec «le tissu, l'os ou la dentine».

Par conséquent, conformément à la norme susmentionnée et conformément à la norme EN ISO 7405:2008 Art dentaire – Évaluation de la biocompatibilité des dispositifs médicaux utilisés en art dentaire – Méthodes d'essai pour les matériaux dentaires», les risques biologiques suivants ont été spécifiquement évalués:

– Cytotoxicité	EN ISO 10993-5:2009
– Irritation	EN ISO 10993-10:2010
– Hypersensibilité tardive	EN ISO 10993-10:2010
– Toxicité systémique aiguë	EN ISO 10993-11:2009
– Toxicité systémique subchronique	EN ISO 10993-11:2009
– Toxicité systémique chronique	EN ISO 10993-11:2009
– Implantation	EN ISO 10993-6:2009
– Génotoxicité	EN ISO 10993-3:2009
– Carcinogénicité	EN ISO 10993-3:2009
– Caractérisation chimique	EN ISO 10993-18:2009
– Classe VI de l'USP	USP 34 <88>

Pour la préparation et le dosage des échantillons les normes EN ISO 10993-12:2009 et USP 34 <88> s'appliquent, respectivement.

Résultats

La cytotoxicité potentielle de Pekkton® ivory a été évaluée conformément aux réglementations internationales relatives aux BPL. Pekkton® ivory n'a présenté aucun effet cytotoxique et, d'après les résultats observés et dans les conditions d'essais choisies, Pekkton® ivory n'a révélé aucun potentiel cytotoxique selon les termes de la norme EN ISO 10993-5 lorsqu'il est produit et appliqué conformément au mode d'emploi du fabricant.

D'après les résultats et les arguments scientifiques développés dans l'évaluation des risques biologiques susmentionnés, il est conclu que Pekkton® ivory:

- ne présente pas de risque d'irritation selon les termes de la norme EN ISO 10993-10.
- ne présente pas de risque de sensibilisation de la peau selon les termes de la norme EN ISO 10993-10.
- répond aux exigences de la classe IV de l'USP relative au plastique.
- ne présente pas de risque de toxicité systémique aiguë selon les termes de la norme EN ISO 10993-1.
- ne présente pas de risque de toxicité subchronique et chronique selon les termes de la norme EN ISO 10993-1.
- ne présente pas de risque de toxicité par inhalation selon les termes de la norme EN ISO 10993-11, ni selon les termes des directives de l'OCDE TG 403 ou TG 436 (toxicité aiguë par inhalation), TG 412 (toxicité à doses répétées par inhalation) et TG 413 (toxicité subaiguë par inhalation 1).
- n'a pas d'effets toxiques localisés après une longue période d'implantation selon les termes de la norme EN ISO 10993-6.
- ne présente pas de risque génotoxique selon les termes de la norme EN ISO 10993-3.
- est jugé ne présenter aucun risque cancérigène, pour la reproduction, pour le développement ou immunotoxique conformément aux exigences de la norme EN ISO 10993-3.

Conclusion

D'après les résultats des études et les arguments de l'évaluation et considérant les dispositions de la version actuelle des normes harmonisées EN ISO 10993-1 et EN ISO 7405, il a été conclu que le matériau dentaire Pekkton® ivory peut être jugé biocompatible s'il est produit et appliqué conformément à son utilisation prévue décrite dans le mode d'emploi du fabricant.

Certificat de conformité.



CERTIFICATE OF COMPLIANCE

Testmaterial: Pektkon® ivory

Supplier: Cendres+Métaux SA, Rue de Boujean 122, P.O. Box,
2501 Biel/Bienne, Switzerland

Studies performed: CYTOTOXICITY (USP <87> Elution Test) (BSL Project No. 110042)

USP <88> BIOLOGICAL TEST
(CLASSIFICATION VII/121 °C) (BSL Project No. 110043)

Results: The test item did not show any effect in the USP Class VI –
121 °C test and meets the criteria of USP Biological Tests
Classification VI. In the cytotoxicity assay under the given
conditions the cells treated with the test item extract showed
no reactivity (grade 0). Therefore, Pektkon® ivory met the
requirements of the cytotoxicity assay.

BSL BIOSERVICE Scientific Laboratories GmbH
Behringstraße 6/8
D-82152 Planegg

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Sandra Schmid'.

Dr. Sandra Schmid
Biological Safety Testing
Date: 15 March 2011



Espace marginal.

Objectif: vérifier l'ajustement des couronnes pressées en Pekkton®.

Pour une réussite clinique, l'ajustement des couronnes doit se situer entre 20 et 120 microns¹ maximum. Si ce n'est pas le cas, le ciment pourrait être éliminé par le brossage, ce qui entraînerait la pénétration de nouvelles bactéries entre la restauration et la substance dentaire résiduelle et l'apparition potentielle de caries secondaires.

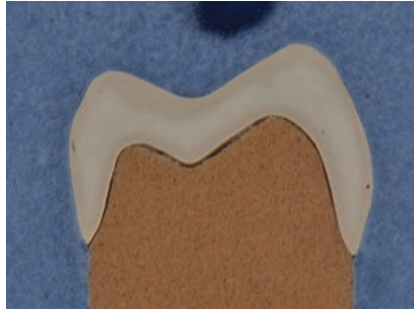
Pour obtenir un bon ajustement avec la technique de pressée, un rapport de mélange (eau liquide et distillée) de 75 % a été choisi.

Les spécimens de couronne ont été fabriqués avec la technique de pressée classique.

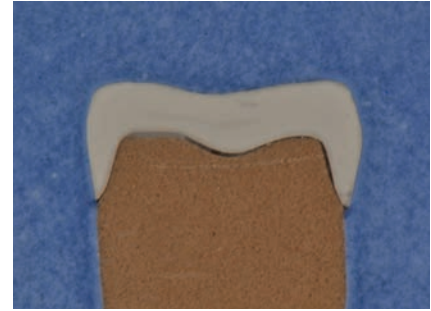
Les moignons et les couronnes en cire ont été usinés par CFAO.

La valeur moyenne de tous les espaces marginaux des couronnes mesurés était de 20,81 microns.

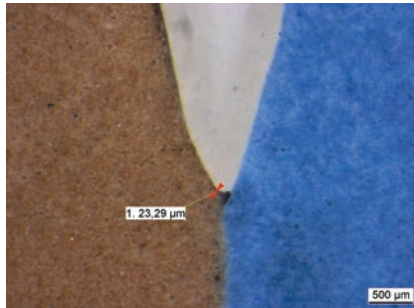
Résultat



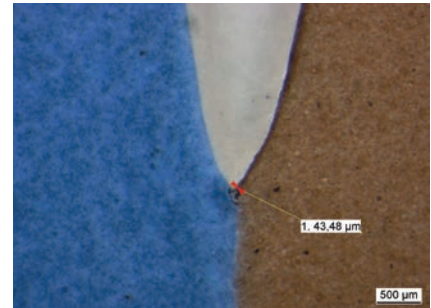
Micrographie d'une coupe transversale de l'une des couronnes mesurées, vues linguale et vestibulaire.



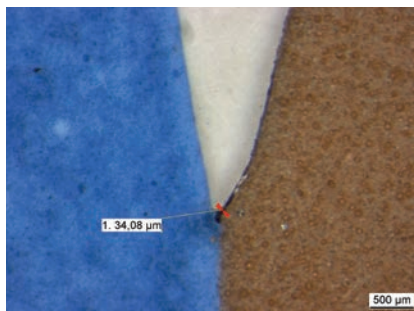
Coupe linguale d'une couronne évaluée. L'espace marginal est de 43,48 microns.



Coupe vestibulaire de la même couronne. L'espace marginal est de 23,29 microns.



Micrographie d'une coupe transversale des couronnes mesurées, vues mésiale et distale.



Coupe distale d'une couronne évaluée. L'espace marginal est de 34,08 microns.



Coupe mésiale de la même couronne. Il n'y a pas d'espace marginal.

Conclusions

Toutes les couronnes évaluées ont donné de très bon(ne)s résultats/valeurs.

Le résultat obtenu dépend strictement de la précision et de la technique de travail du prothésiste dentaire.

Qu'elles soient pressées ou usinées, l'ajustement des couronnes en Pekkton® est excellent!

¹ Bindl, A. and Mörmann, W.H. (2005) Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. Journal of Oral Rehabilitation, 32, 441-447

Vieillessement.

Objectif

Évaluer, à partir de spécimens moulés par injection, le vieillissement de Pekkton® ivory pour quantifier la stabilité et la durabilité du matériau brut.

Matériel et méthodes

Pekkton® ivory a été moulé par injection avec un moule de traction flexible à cavité unique de type ASTM.

Les échantillons moulés par injection ont été évalués:

1. après fabrication (moulage par injection);
2. après stérilisation par irradiation (rayonnement gamma, doses maximales de stérilisation de 75kGy);
3. après stérilisation + vieillissement (artificiellement 5 ans à 90°C).

La stabilité chimique a été vérifiée pour chaque état par spectroscopie IRTF (spectroscopie infrarouge à transformée de Fourier). Les conditions de vieillissement ont été estimées en prenant la norme ASTM F1980 comme directive, avec un facteur de vieillissement $Q_{10} = 2$. Il a été établi que 9 jours à 90°C seraient considérés équivalents à environ 1 an à 37°C.

Les propriétés mécaniques et physiques ainsi que la structure chimique ont été mesurées selon les normes ASTM:

- Propriétés de résistance (ASTM D638) Spécimen ASTM de type I, contrôleur universel Zwick 50kN, cellule de mesure 50kN, vitesse d'essai 0,2 pouce/min;

- Propriétés de flexion (ASTM D790)- Spécimen flexible ASTM, contrôleur universel Zwick 50kN, cellule de mesure 1 kN, vitesse d'essai 0,01 1/min;
- Résistance à la compression (ASTM D695), 0,05 pouce/min, spécimen usiné à partir d'une barre flexible;
- Propriétés thermiques (ASTM D3418), TA Instruments 2920 MDSC, chaleur, refroidissement, chaleur 20°C/min;
- Spectroscopie IRTF (ASTM E1252), spectromètre Thermoelectron Magna-IR 750, méthode ATR (réflexion totale atténuée).

Résultats

Propriétés	Pekkton® ivory après fabrication	Pekkton® ivory après stérilisation	Pekkton® ivory après stérilisation + vieillissement
Résistance à la rupture (limite élastique)	119 MPa	119 MPa	124 MPa
Module E	5,1 GPa	4,8 GPa	5,0 GPa
Allongement en traction (limite élastique)	4,4 %	4,5 %	4,2 %
Module d'élasticité en flexion	5,0 GPa	4,9 GPa	5,1 GPa
Contrainte de flexion avec déformation de 5 %	200 MPa	200 MPa	200 MPa
Contrainte en compression avec déformation de 40 %	246 MPa	251 MPa	249 MPa
Température de fusion	363 °C	362 °C	363 °C
Méthode de spectroscopie IRTF avec ATR	Contrôlée et validée	Contrôlée et validée	Contrôlée et validée

Conclusion

Pekkton® ivory présente des propriétés mécaniques et physiques constantes avant comme après les traitements de stérilisation et de vieillissement.

Les résultats sont constants pour les trois états, à savoir

- échantillons fabriqués,
- échantillons stérilisés,
- échantillons stérilisés et vieillis.

Aucune dégradation du matériau n'a été identifiée après la stérilisation ni après le vieillissement de 5 ans simulé. La structure chimique est contrôlée et confirmée par spectroscopie IRTF pour les trois états.

Pekkton® ivory.

Résistance au cisaillement des composites cosmétiques.

Objectif

Pekkton® ivory est un matériau pour armature. Cela signifie qu'il est utile de recouvrir le Pekkton® avec un composite de teinte dentaire. Le but est d'obtenir une résistance d'adhésion entre le Pekkton® et le matériau cosmétique supérieure à 5 MPa et de trouver le maximum de composites cosmétiques compatibles avec le Pekkton®.

Matériel et méthodes

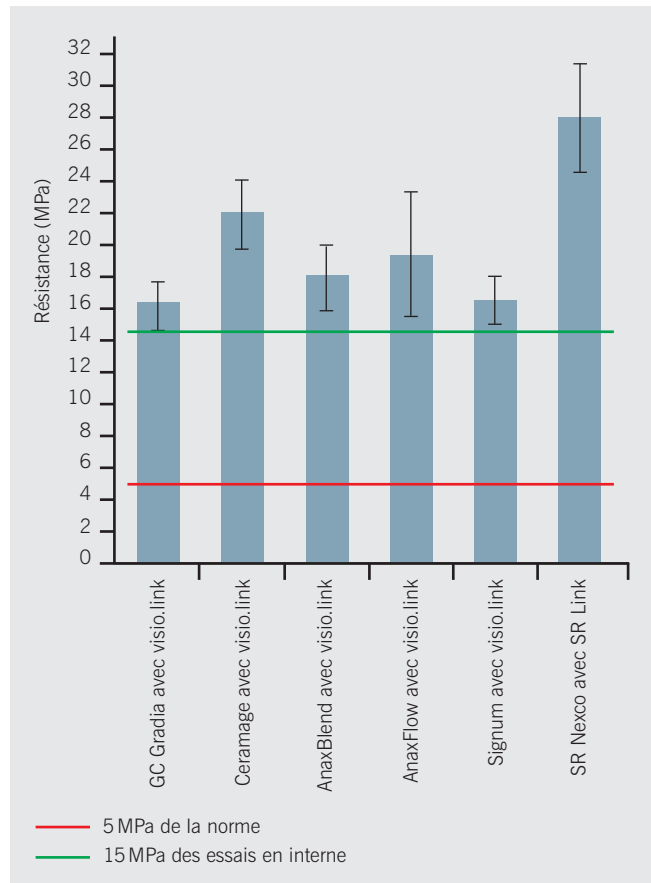
Quelques composites (déjà présents sur le marché) ont été évalués selon la norme ISO EN 10477:2004. Voir la description détaillée de la manière dont les couronnes ont finalement été produites dans le mode d'emploi des différents composites cosmétiques.

Les ébauches à presser Pekkton® ivory ont été encastrées dans le polymère Technovit. Vingt minutes plus tard, les spécimens ont été polis. Rugosifier la surface par sablage (Al_2O_3 110 μ m à 2 bars). Traiter ensuite la surface en suivant les recommandations du fabricant du système adhésif. Appliquer et polymériser la résine opaque sur la surface de collage en suivant les recommandations du fabricant du matériau pour couronnes et ponts à base de polymère. Placer le moule sur la couche opaque, l'orifice le plus large contre la couche opaque. Presser le matériau pour couronnes et ponts à base de polymère dans le moule. Polymériser le matériau pour couronnes et ponts à base de polymère en suivant les instructions du fabricant. Exécuter un cycle thermique et tester les spécimens conformément à la norme.

La norme prévoit qu'une valeur de 5 MPa conviendrait mais, d'après l'expérience clinique, la résistance d'adhésion minimale doit être d'au moins 15 MPa.

Les spécimens présentent des écarts par rapport à la norme. Dans la mesure où c'est la résistance d'adhésion sur la surface en Pekkton® ivory qui est mesurée et non la résistance de l'armature, des ébauches à presser ont été utilisées à la place du spécimen décrit dans la norme pour des raisons de simplicité. La différence n'est pas pertinente pour l'objectif de cet essai.

Résultat



Conclusion

La préparation de la surface en Pekkton® ivory avant collage est de la plus haute importance quel que soit le système composite utilisé.

Une procédure précise associant rétention mécanique et adhésion chimique est appliquée pour obtenir des valeurs acceptables. Les systèmes de composites cosmétiques établis disponibles sur le marché appliqués en suivant la procédure susmentionnée ont donné, lors des essais, des valeurs de résistance au cisaillement supérieures à 15 MPa.

Pekkton® ivory.

Dureté.

Objectif

La dureté est une mesure de la pénétration d'un corps dans le matériau évalué.

Même si ce paramètre influence les propriétés d'usure d'un matériau de restauration, aucune corrélation claire entre les deux propriétés ne peut être mise en évidence.

Pour les résines dentaires polymérisables, la dureté est également importante pour évaluer le degré et la profondeur de durcissement.

Pekkton® ivory étant une résine thermoplastique, cet aspect n'est pas pertinent.

La dureté des matériaux à base de polymère est, de préférence, déterminée par un essai de dureté à l'indentation, mais d'autres normes sont également utilisées. La comparaison des valeurs de dureté ne doit être faite qu'au regard de la même norme.

Matériel et méthodes

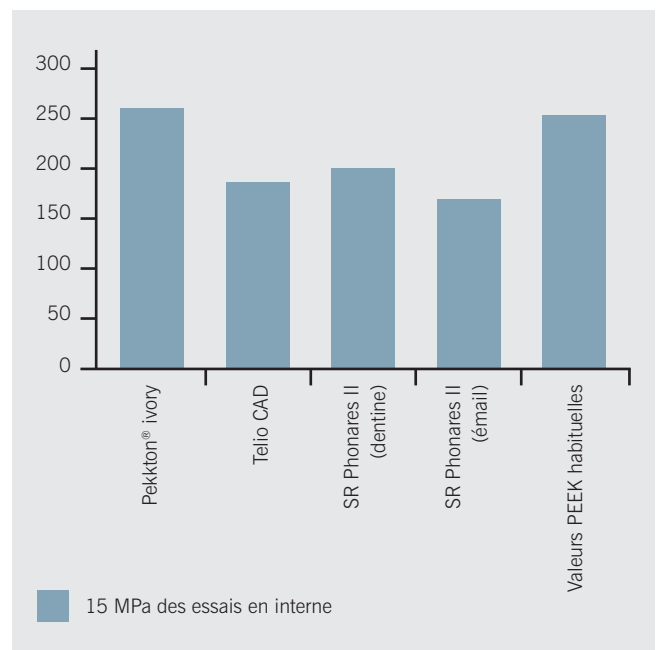
Cinq disques de Pekkton® ivory de 62 mm de diamètre et 6,4 mm d'épaisseur ont été évalués selon la norme DIN EN ISO 2039-1.

Les essais ont été réalisés avec un diamètre de bille de 5,0 mm et une vitesse de 5 mm/min, sous une contrainte d'essai de 960,98 N pendant 30 s.

Résultat

Les résultats sont exprimés en MPa.

La valeur moyenne de la dureté mesurée est de 252 N/mm² (MPa), avec un écart-type de 4 N/mm² (MPa).



Pekkton® ivory	252 MPa
Telio CAD	180 MPa
SR PHONARES II (Ivoclar, matériau nano-hybride)	170 MPa
Produits habituels à base de PEEK	250 MPa

Conclusions

La dureté à la pénétration de Pekkton® ivory est comparable en termes de plage mais toutefois significativement supérieure en termes de valeurs par rapport aux produits concurrents à base de PMMA évolué comme par exemple le matériau nano-hybride de type SR Phonares II. Les valeurs signalées sont comparables aux produits à base de PEEK.

Essais de fatigue des ponts dentaires revêtus à 4 unités.

Objectif

L'objectif de cette étude était d'évaluer la fiabilité mécanique d'un pont dentaire en Pekkton® ivory sous une charge de fatigue.

L'essai doit simuler, dans une certaine mesure, la mise en charge du pont dans les conditions physiologiques. Un pont à quatre unités revêtu, porté par deux implants sur une molaire et une prémolaire (34-x-x-37), a été choisi comme modèle représentatif. Les ponts ont été scellés sur des bases en titane.

Matériaux

Pekkton® ivory a été utilisé comme matériau d'armature pour tous les spécimens évalués.

– Cinq ponts usinés par CFAO

Revêtement et scellement:

- matériau cosmétique:
 - teinte dentaire: anaxBLEND Flow (Anaxdent)
 - teinte rose: ProBase froid
- Ciment: partie secondaire hybride Multilink® (Ivoclar Vivadent)

Conditionnement de la surface

- Lien avec le composite cosmétique:
 - sablage avec de l'oxyde d'alumine 110µm et pression de 2 bars
 - application du primer visio.link (Bredent)
- Lien avec les bases en Ti
 - sablage avec Alox 110µm et pression de 2 bars
 - silanisation avec Monobond Plus (Ivoclar Vivadent)
 - application du primer visio.link (Bredent)

Méthodes

Pour simuler la déformation du pont due aux forces de mastication, la charge a été appliquée sur les deux pontiques. Cela est comparable à «un essai de flexion en quatre points» fréquemment utilisé pour l'évaluation mécanique des matériaux.

Le milieu et la fréquence d'essai ont été choisis conformément à la norme ISO 14801 qui correspond à un essai de fatigue pour implants dentaires. L'essai a été réalisé dans le liquide de Ringer à 37°C avec une fréquence de 2 Hz. Le nombre maximal de mises en charge cycliques était de 2 millions. La force appliquée pour cet essai était sinusoïdale, avec une charge supérieure de 500 N et une charge inférieure de 50 N. La résistance à la rupture résiduelle après l'essai de fatigue a ensuite été déterminée au moyen d'un test statique.

Résultats: essai de fatigue

L'examen des spécimens au microscope stéréoscopique n'a révélé aucun dommage après deux millions de mises en charge cycliques avec une limite de charge supérieure de 500 N.

Dans certains cas, des traces d'abrasion minime ont été observées au niveau des zones de contact où la mise en charge a été effectuée via les billes d'acier. Cela n'est toutefois pas considéré comme un échec car il est notoire que le contact métal-dent n'est pas réaliste. La pellicule en Teflon n'a pas totalement résisté aux 2 millions de mises en charge cycliques sans dommage; il y avait par conséquent un certain contact direct entre les billes et la surface du pont.



Échantillons revêtus et armature

Résultats: résistance statique résiduelle

Après les mesures de fatigue, les spécimens ont été mis en charge avec la même géométrie de mise en charge et dans le même milieu jusqu'à la rupture. La mise en charge a été réalisée sous déplacement contrôlé à 2 mm/min dans le liquide de Ringer à 37°C. Avant les essais, les spécimens ont été conservés pendant une heure dans les mêmes conditions pour obtenir l'équilibre thermique.

La valeur moyenne obtenue pour ces spécimens était > 2 600 N après la mise en charge cyclique.

Conclusion

La résistance à la fatigue des ponts dentaires revêtus à 4 unités est de loin supérieure à la mise en charge maximale possible sur le matériau dans les conditions naturelles.

D'après ces résultats, il est possible de considérer que les ponts à quatre unités dont l'armature est en Pekkton® ivory – et correctement conçue – résistent longtemps à la rupture.

Simulation numérique d'un pont à trois unités comparé aux matériaux de pont conventionnels.

Résumé

Pekkton® ivory est un nouveau polymère à hautes performances pour usage dentaire. Il peut, à l'heure actuelle, être utilisé pour les couronnes dentaires unitaires ainsi que pour les ponts provisoires; les premières applications de ce matériau sont réalisées dans le cadre de cas cliniques. Cette étude portait sur le comportement mécanique et biomécanique d'un pont en Pekkton® ivory, spécifiquement mis en comparaison avec des ponts classiques en titane ou en alliage d'or dentaire et en utilisant la méthode d'analyse par éléments finis.

Un pont à trois unités (prémolaire à deuxième molaire) ainsi que les tissus dur et mou environnants ont été modélisés. Le modèle consiste en de l'os cortical et spongieux, un ligament parodontal (PDL), des dents, du ciment, une armature et un revêtement. Pour étudier le comportement sous mise en charge mécanique, une charge allant jusqu'à 500 N a été appliquée sur l'unité centrale, soit parallèlement à l'axe de la dent soit à un angle de 30° par rapport à cet axe. Des simulations ont été réalisées avec trois matériaux pour armature différents: Pekkton® ivory (4,4 GPa), titane (110 GPa), alliage d'or dentaire (Ceramicor, 136 GPa).

L'utilisation de Pekkton® ivory comme matériau d'armature s'est traduite par une réduction nette des contraintes mécaniques sur l'armature (voir figure 2) tandis que les contraintes sur le revêtement se sont accrues (figure 3). Les changements de comportement mécanique du pont n'ont pas eu d'influence sur la mise en charge des tissus dur et mou environnants (voir figure 4 pour les déformations déterminées dans le tissu parodontal).

D'après ces résultats, il peut être affirmé que le comportement mécanique de Pekkton® ivory permet l'utilisation de ce matériau comme alternative aux métaux pour armature classiques.

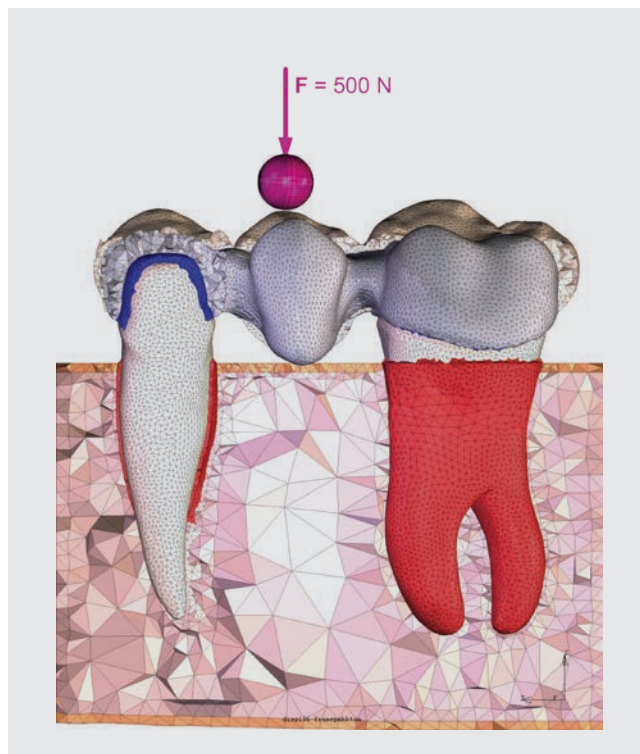


Figure 1: modèle d'analyse par éléments finis du pont à 3 unités.

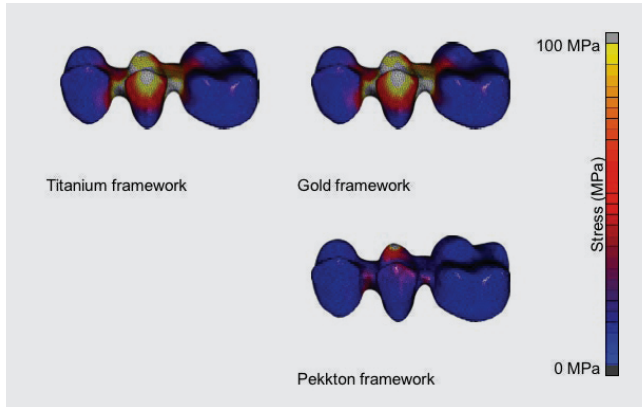


Figure 2: contraintes sur l'armature pour une mise en charge à 500N et à un angle de 30° par rapport à l'axe de la dent.

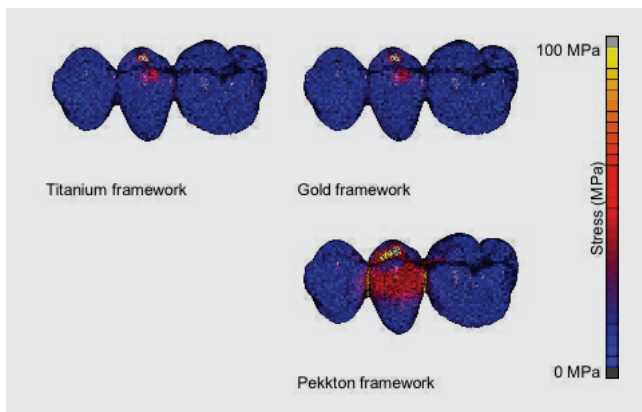


Figure 3: contraintes sur le revêtement pour une mise en charge à 500N et à un angle de 30° par rapport à l'axe de la dent.

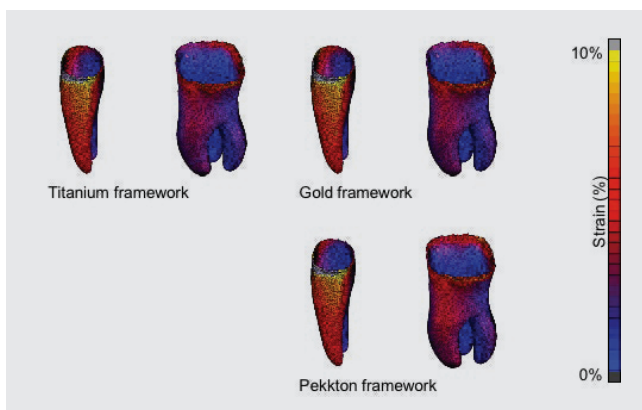


Figure 4: déformations dans le PDL avec une mise en charge à 500N et un angle de 30° par rapport à l'axe de la dent.

Simulation numérique d'un pont à quatre unités.

Résumé

Pekkton® ivory est un nouveau polymère à hautes performances pour usage dentaire. Il peut, à l'heure actuelle, être utilisé pour les restaurations fixes (couronnes et ponts) et les prothèses dentaires amovibles. Cette étude avait pour but d'évaluer le comportement mécanique et biomécanique d'un pont à quatre unités en Pekkton® ivory en utilisant la méthode d'analyse par éléments finis.

Un pont à quatre unités (première prémolaire à deuxième molaire, voir fig. 1) placé sur deux implants (4,3 mm x 13 mm, Siskon, Suisse) a été modélisé.

Le modèle consistait en une armature, du revêtement, du ciment, des parties

secondaires, des implants et un pilier d'appoint. Pour étudier le comportement sous mise en charge mécanique, une charge allant jusqu'à 500 N a été appliquée sur les deux unités centrales à un angle de 30° par rapport à l'axe des implants. Des simulations ont été réalisées avec Pekkton® ivory (4,4 GPa) comme matériau pour armature, et des armatures avec revêtement ainsi que des ponts anatomiques complets ont été envisagés.

La simulation des ponts avec revêtement a révélé une modification importante des contraintes observées sur le revêtement par rapport à l'armature adjacente des ponts avec revêtement. Ces importantes modifications dues aux contraintes pourraient occasionner le craquèlement et l'ébrèchement du

revêtement à des niveaux de force supérieurs; il convient par conséquent de choisir avec un soin particulier le matériau cosmétique adapté. Pour les ponts anatomiques complets, les contraintes à l'intérieur de l'armature se situaient dans la région de la limite élastique de Pekkton® ivory à une force de 500 N.

Les résultats de ces recherches indiquent que le polymère à hautes performances étudié est une alternative valable aux matériaux pour armature classiques en présence de ponts anatomiques complets. Pour les ponts avec revêtement, la conception et l'épaisseur de l'armature ainsi que les propriétés et les limites du matériau de revêtement ont leur importance.

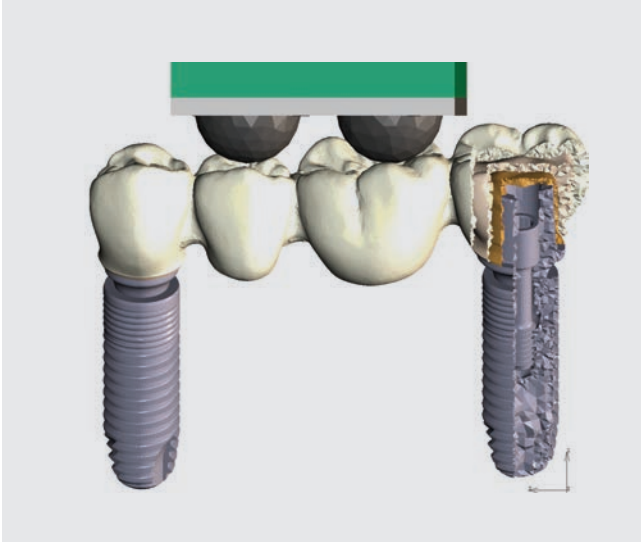


Figure 1: modèle d'analyse par éléments finis du pont à quatre unités.

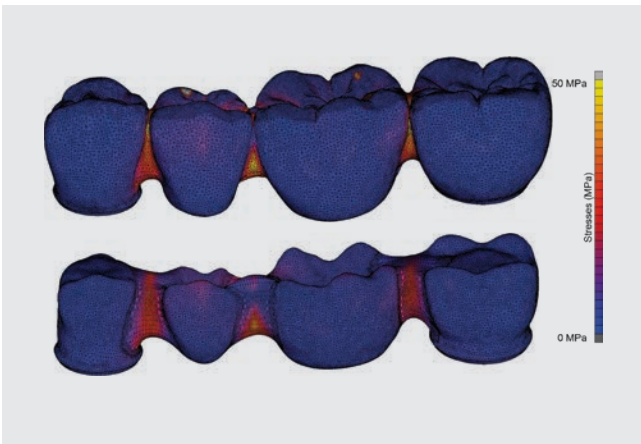


Figure 2: contraintes sur le pont anatomique complet fabriqué en Pekkton® ivory avec une charge de 100 N.



Figure 3: contraintes sur le pont avec revêtement fabriqué en Pekkton® ivory avec une charge de 100 N.

Biomécanique du concept All-On-Four dans le maxillaire – Analyse numérique.

Pekkton® ivory est un nouveau polymère à hautes performances pour usage dentaire. Il peut, à l'heure actuelle, être utilisé pour les restaurations fixes (couronnes et ponts) et les prothèses dentaires amovibles. Cette étude était une comparaison préliminaire, avec la méthode d'analyse par éléments finis, du comportement mécanique et biomécanique d'un pont pour arcade complète en Pekkton® ivory sur quatre implants dans le maxillaire et du même pont en titane. Un accent particulier a été mis sur la répartition des déformations dans l'os comme indicateur de l'ostéointégration des implants.

Un pont pour arcade complète idéal (première molaire gauche à première molaire droite, voir fig. 1) placé sur quatre implants (tioLogic, longueur 13 mm, diamètre 4,2 mm, Dentaforum, Allemagne) a été modélisé. Le modèle consistait en un pont avec parties secondaires, implants, os et muqueuse. Dans la modélisation, le contact entre l'os et l'implant indiquait l'absence d'ostéointégration pour simuler une mise en charge immédiate. Pour étudier le comportement sous mise en charge mécanique, une charge de 400 N a été appliquée sur l'un des implants postérieurs ou également sur les quatre implants. Des simulations ont été réalisées avec deux matériaux pour armature différents:

Pekkton® ivory (4,4 GPa) et titane de grade 5 (110 GPa).

Les simulations avec l'armature en Pekkton® ivory ont révélé des déformations supérieures dans l'os par rapport à l'armature en titane (2 000 microdéformations et 800 microdéformations, respectivement, pour l'armature en Pekkton® ivory et celle en titane lors de la mise en charge d'un implant postérieur, voir fig. 2 et 3). Ces déformations étaient dues à la plus grande élasticité de l'armature en polymère. Une augmentation comparable a pu être observée avec une charge également répartie sur les quatre implants (fig. 4 et 5).

Tandis que les déformations dans l'os augmentaient d'un facteur d'environ 2,5 pour le pont en Pekkton® ivory, elles demeuraient dans le régime de mise en charge physiologique allant jusqu'à 4 000 microdéformations pour l'os. Malgré l'élasticité accrue du matériau de l'armature, aucun risque évident de mise en charge osseuse excessive n'a été relevé.

Conclusion

Le polymère à hautes performances Pekkton® ivory étudié constitue une alternative valable aux matériaux pour armature classiques.

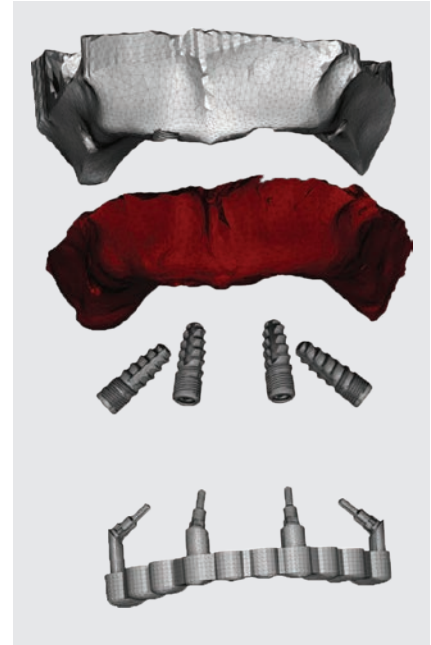


Figure 1: Composantes du modèle d'analyse par éléments finis utilisé dans cette étude. Le modèle de l'os est basé sur l'imagerie TDM, tandis que la surface de la muqueuse est basée sur la lecture optique d'un modèle de plâtre du même cas. Les implants ont été modélisés à partir des données de CAO et le pont idéal a été modélisé manuellement.

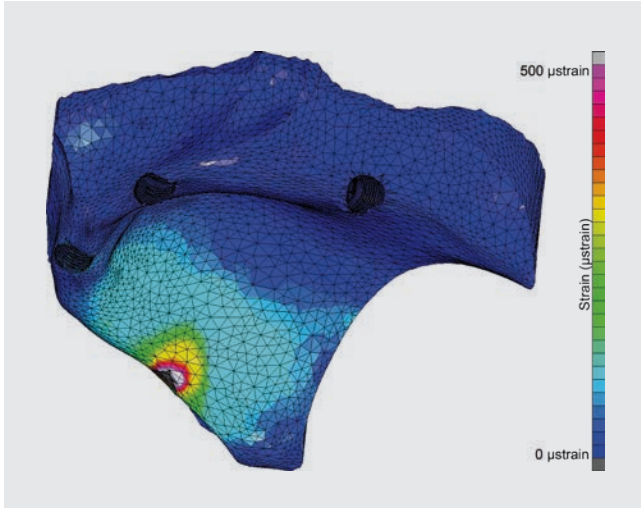


Figure 2: déformation dans l'os pour le pont en Pekkton® ivory avec une charge de 400N appliquée sur un implant postérieur.

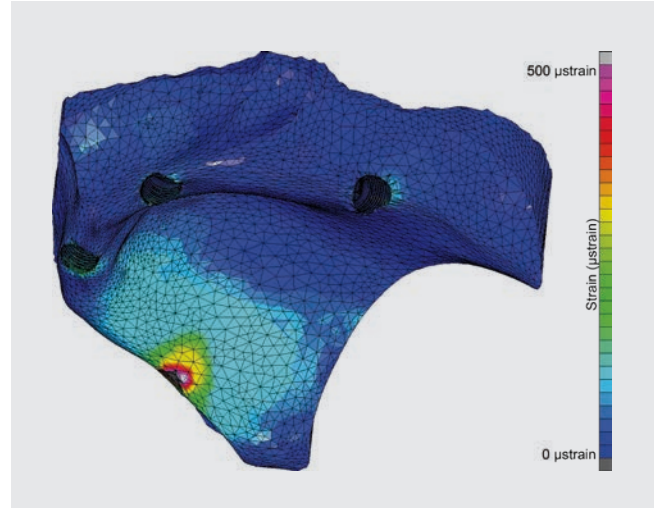


Figure 3: déformation dans l'os pour le pont en titane avec une charge de 400N appliquée sur un implant postérieur.

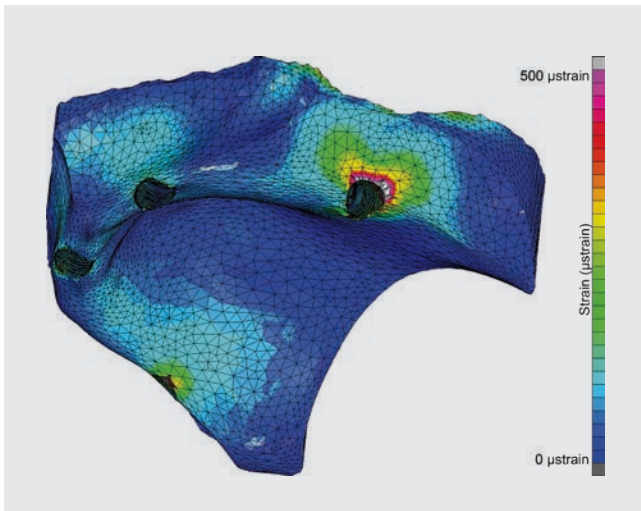


Figure 4: déformation dans l'os pour le pont en Pekkton® ivory avec une charge de 400N également répartie sur les quatre implants.

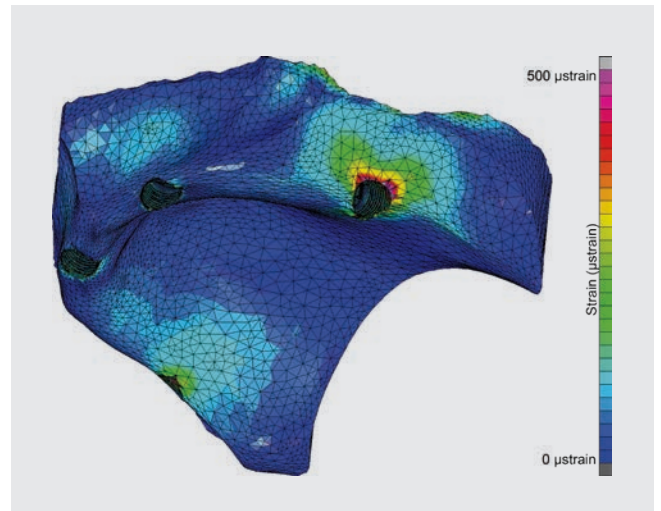


Figure 5: déformation dans l'os pour le pont en titane avec une charge de 400N également répartie sur les quatre implants.

Essais de fatigue dynamique de couronnes dentaires.

Résumé

Pekkton® ivory est un nouveau polymère à hautes performances de la famille des polyéthers cétones cétones à usage dentaire. L'objectif de l'étude présentée était d'évaluer la tenue en fatigue des couronnes en Pekkton® ivory.

Il a été décidé de réaliser les essais avec une couronne pour molaire. Pour permettre une évaluation systématique des couronnes, des moignons identiques en PMMA plutôt que des dents naturelles ont été utilisés pour les couronnes (voir 1). Les spécimens ont été encastrés dans de courts tubes en cuivre puis placés dans le porte-objet dans une machine pour tester les matériaux en vente sur le marché («Dyna-Mess TP 5kN HF», DYNA-MESS Prüfsystem GmbH, Allemagne).

Dans la mesure où ceci s'appliquait, le milieu et les paramètres pour l'essai de fatigue étaient ceux prévus par la norme EN ISO 14801:2007: l'essai de fatigue a été réalisé dans un liquide ayant une température de 37°C (± 2), avec une fréquence de mise en charge de 2 Hz et, au total, 2×10^6 mises en charge cycliques pour chaque spécimen. Après les essais de rupture statiques, des niveaux de force de 600 N à 1200 N ont été testés par paliers de 150 N. Les fissures du revêtement et les ruptures des couronnes ont été considérées comme des échecs.

Aucun des spécimens testés n'a échoué à un niveau de force de 600 N. D'après la courbe de Wöhler obtenue, il est possible d'affirmer que les limites de fatigue des couronnes en Pekkton® ivory dans la configuration testée sont supérieures à 600 N. Dans des essais comparables avec des moignons en acier (CoCr) à la place des moignons en PMMA, une limite de fatigue légèrement supérieure – 750 N – a été établie.

La limite de fatigue établie dans le cadre de cette étude est suffisamment élevée pour une utilisation clinique.



Figure 1: moignon en PMMA (à gauche), couronne molaire revêtue sur armature en Pekkton® ivory (au centre) et spécimen encastré dans un court tube en cuivre à la hauteur de la jonction amélo-cémentaire (à droite).



Figure 2: spécimen dans le porte-objet; l'extrémité du pilier d'appoint utilisé pour la mise en charge se situe au centre du plan occlusal (à gauche). Appareil de mesure «Dyna-Mess TP 5kN HF» utilisé pour les essais de fatigue (à droite).

Niveau de force	Spécimens ayant résisté à l'essai	Spécimens n'ayant pas résisté à l'essai (fissure / rupture)
1200 N	0	2 (1/1)
1050 N	0	3 (2/1)
900 N	0	3 (2/1)
750 N	2	1 (0/1)
600 N	3	0 (0/0)

Figure 3: tableau des taux de survie des spécimens testés. Les chiffres entre parenthèses correspondent au nombre de spécimens présentant des fissures et au nombre de spécimens présentant une rupture totale, respectivement.

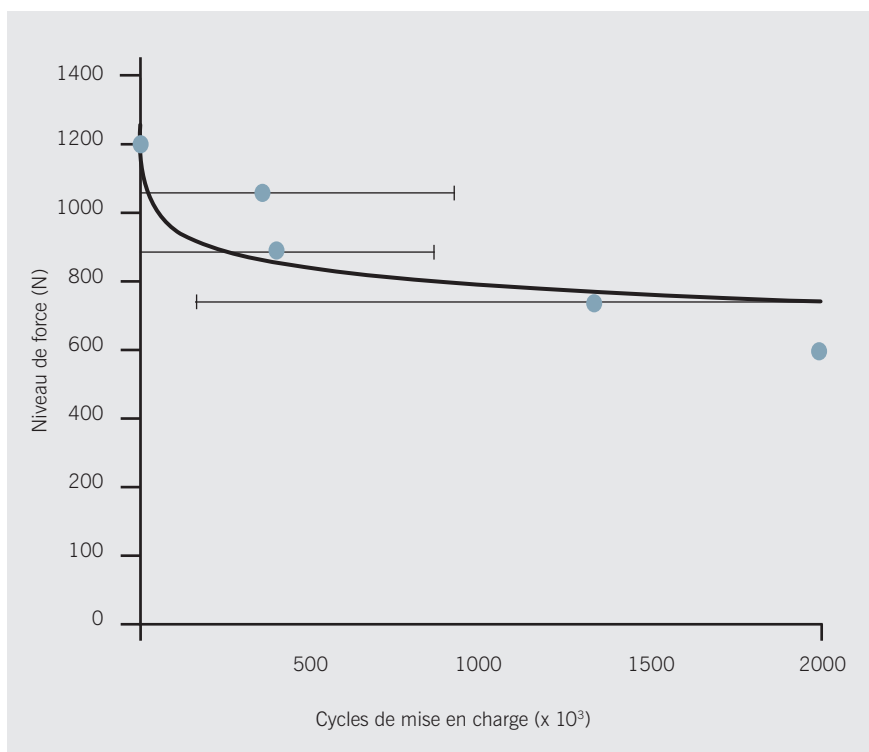
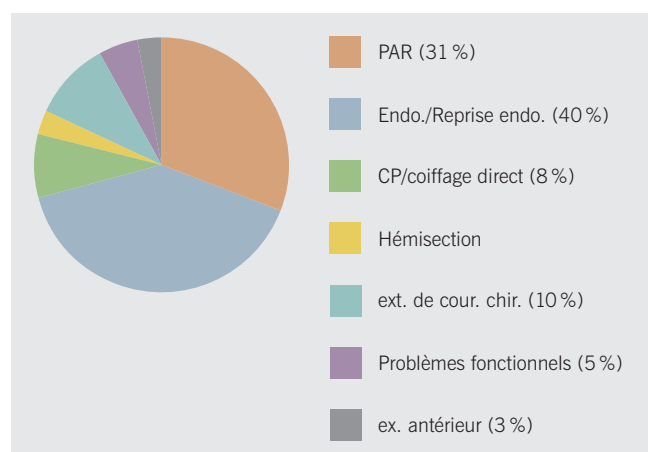


Figure 4: courbe de Wöhler des essais de fatigue réalisés.

Pekkton® – polymère à hautes performances comme alternative aux restaurations dentaires conventionnelles?

Introduction

En médecine dentaire moderne, les restaurations tout-céramique ont un rôle important. Elles se distinguent par une belle esthétique, une grande biocompatibilité, de faibles dépôts de plaque et une conductivité thermique inférieure par rapport aux restaurations métal-céramiques. Ce que l'on qualifie de polymères à hautes performances pourraient servir d'alternative dans la mesure où ils sont largement utilisés en médecine en raison de leur bonne tolérabilité.



1a

Matériel et méthodes

Vingt-trois patients du Centre de médecine dentaire, orale et maxillo-faciale de l'université de Bonn, éligibles pour une restauration provisoire durable (RPD) avant la restauration définitive, ont donc reçu des couronnes unitaires ($n = 25$) ou des ponts à 3 pontiques ($n = 17$). (Pour les motifs, voir fig. 1a) Chaque patient a reçu, pour une période de 3 mois, une restauration en résine NEM avec revêtement total (fig. 1c) et une restauration fabriquée avec le polymère à hautes performances Pekkton® ivory avec revêtement total (fig. 1b). Les RPD mises en place provisoirement avec Life® (Kerr) ont été évaluées au cours de bilans réguliers en termes de dépôts de plaque, de vitalité, de profondeur au sondage, de desserrement, de compatibilité tissulaire et de confort du port (questionnaire OHIP-G 14). Au bout d'environ 3 mois, les restaurations ont été remplacées.

Sur les 23 patients, 21 ont pu être examinés lors des suivis. L'évaluation de l'indice de plaque (selon Silness & Løe) à la fin de la période de rétention intra-orale des deux matériaux pour armature, en appliquant le test de Wilcoxon, n'a fait ressortir aucune différence significative ($p < 0,05$, voir 2b et 2c). Une comparaison de l'indice de plaque relevé pour la situation initiale avec les restaurations provisoires durables n'a, elle non plus, révélé aucune différence significative (voir fig. 2a). Si l'on ne compare que l'indice de plaque au niveau de la restauration RPD respective, ce dernier n'est pas significativement supérieur pour les restaurations en Pekkton® ivory par rapport aux restaurations en NEM (test de Wilcoxon, $p = 0,672$).

Cependant, si l'on compare les dépôts de plaque sur les deux types de restauration avec le dépôt de plaque global sur l'ensemble des dents, on observe alors un taux de plaque significativement supérieur sur les deux types de restauration (test de Wilcoxon, $p = 0,02$). Cela est toutefois largement dû au matériau cosmétique en résine (voir fig. 2d) dans la mesure où les valeurs pour les armatures orales étaient inférieures par rapport aux valeurs des points mesurés des facettes en résine.

Résumé

Aucune des dents n'a perdu sa vitalité. Dans la mesure où beaucoup de ces restaurations étaient caractérisées par un traitement préalable pour parodontite comme indication avant la restauration définitive, la plupart d'entre elles ont présenté une amélioration en termes de profondeur au sondage, mais il n'y a eu aucune aggravation.

Les restaurations en Pekkton® ivory sont adaptées pour un usage clinique. Une évaluation détaillée de cette étude clinique sera présentée dans le cadre d'une thèse en cours de rédaction.



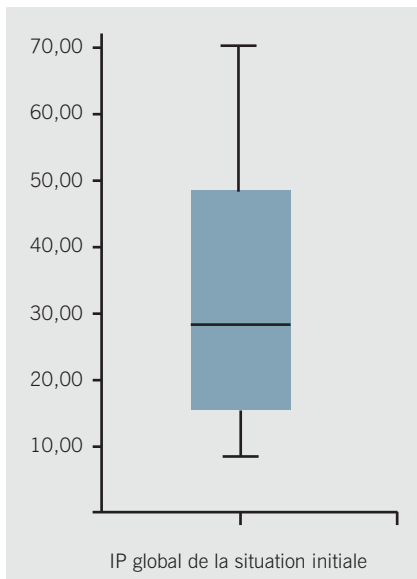
1b



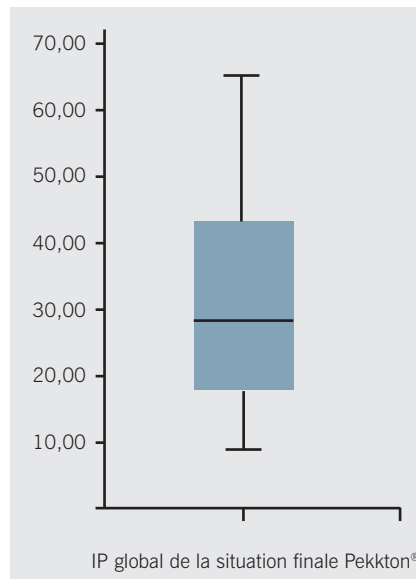
1c



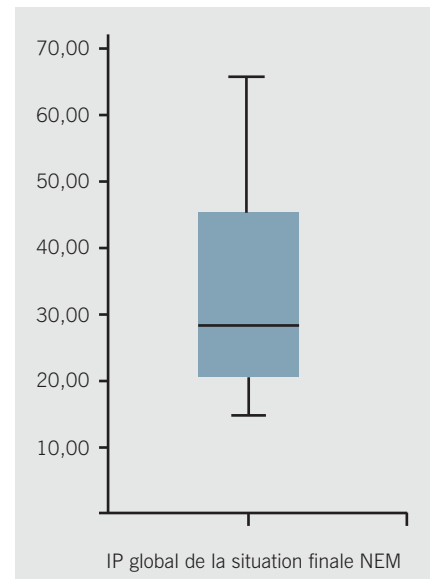
2d



2a



2b



2c

Conditionnement mécanique des surfaces par rapport à divers paramètres.

Objectif de l'essai

La qualité des surfaces conditionnées de différents matériaux dentaires (céramique, métal et PEKK/PEEK) a été évaluée en termes de pression de sablage, de taille de grain et de distance de l'injecteur. La rugosité des surfaces traitées a été comparée au cours du processus.

Préparation des échantillons

Dans chaque cas, 10 plaquettes ayant une surface régulière et polie d'au moins 8 mm de diamètre et 2 mm d'épaisseur ont été préparées pour l'étude à partir des différents matériaux. Les surfaces à évaluer ont été polies régulièrement (papier abrasif de grain 800–4 000).

Conditionnement des spécimens

Tous les spécimens ont été fixés sur un support spécial à angle droit par rapport à l'orifice de sortie de l'injecteur. Les échantillons ont ensuite été rugosifiés à deux pressions de sablage différentes (1,5 et 2,5 bars), deux distances différentes (5 et 15 mm) et avec deux agents de sablage différents (corindon 50 et 110), chacun pendant 10 secondes.

Mesures

Le temps de sablage pour chaque mesure était de 10 secondes. Les spécimens ont été déplacés d'avant en arrière de manière régulière sur la surface de l'échantillon. L'échantillon a été relié à un capteur de force (U9A, HBM, Darmstadt) avec amplificateur de mesure (MX840, HBM) de manière à ce que la force transférée à l'échantillon puisse être mesurée en continu. Après un nettoyage méticuleux, la rugosité de la surface (R_z) dans la buse de sablage a été mesurée avec un microscope confocal à balayage laser (μ scan, NanoFocus, Oberhausen).

Résultats

Comme ceci était prévisible, tous les groupes ayant la plus grande taille de grain ont également affiché une rugosité de surface supérieure. (100 μ m: 14–22 μ m / 50 μ m: 4–13 μ m). La rugosité de la surface de tous les échantillons a également augmenté légèrement lorsque la pression de sablage était supérieure. La distance de sablage ne semble avoir qu'un effet mineur

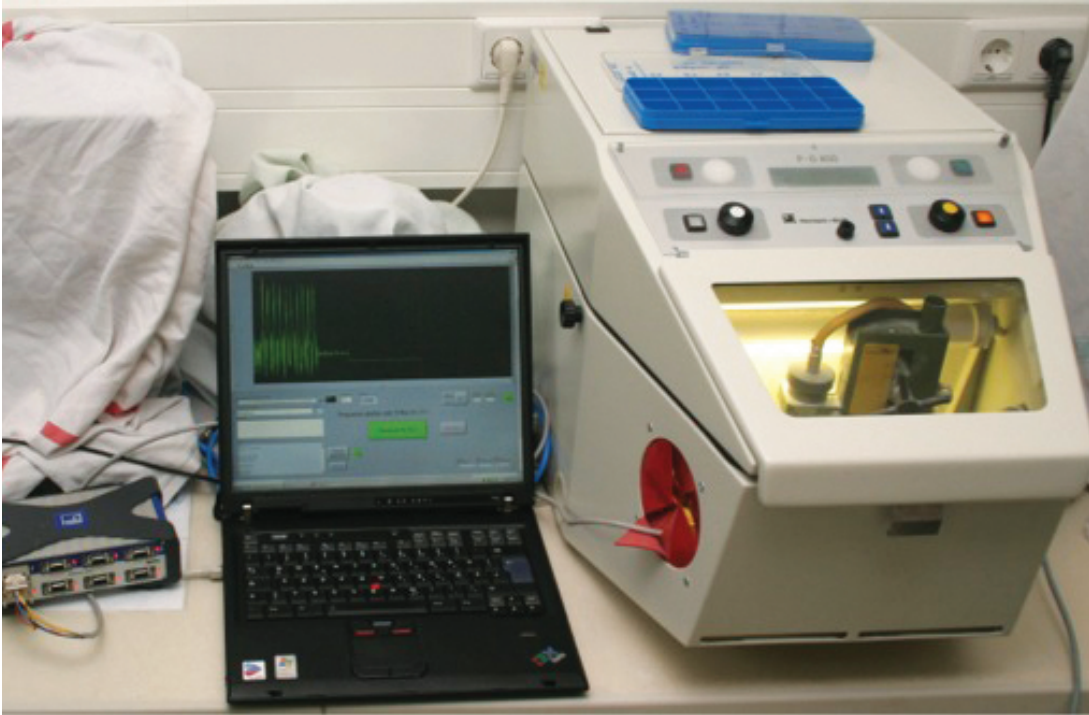
Groupe	Paramètres de sablage
a	1,5 bar / 5 mm / 50 μ m
b	1,5 bar / 5 mm / 110 μ m
c	1,5 bar / 15 mm / 50 μ m
d	1,5 bar / 15 mm / 110 μ m
e	2,5 bar / 5 mm / 50 μ m
f	2,5 bar / 5 mm / 50 μ m
g	2,5 bar / 15 mm / 50 μ m
h	2,5 bar / 15 mm / 110 μ m

sur la rugosité, quand elle en a un, qui fait que la rugosité de la surface augmente légèrement avec l'allongement des distances. Cependant, aucune différence n'a pu être détectée dans la pièce.

Enfin, il est possible de conclure que la rugosité de la surface peut être ajustée, dans l'ensemble, par la taille du grain et que la pression de sablage ainsi que la distance de l'échantillon par rapport à l'injecteur ne jouent qu'un rôle secondaire. Cela signifie que l'utilisateur peut ajuster le diamètre du point de sablage librement sans qu'il y ait d'incidence sur le résultat du fait de la variation de distance. Pour le même extrant énergétique, les résines s'abrasent plus vite que les métaux; la céramique affiche l'abrasion la plus faible. La pression de sablage n'ayant qu'un effet minime sur la rugosité obtenue, il convient de travailler à la pression de sablage la plus basse possible dans la mesure où, dans le cas de la céramique, cela évite l'induction de microfissures et, pour tous les matériaux, cela minimise l'érosion globale du matériau, en particulier pour les résines souples.

Conclusions pour Pekkton®

Pour obtenir une rugosité de surface optimale avec Pekkton® de manière à fournir la meilleure liaison mécanique possible avec une érosion minimale, il est recommandé d'utiliser une taille de grain de 100 μ m avec une pression de sablage de 2 bars.



Groupe	Fmax (N)	Rz (μm)
a	$0,079 \pm 0,005$	$7,7 \pm 0,6$
b	$0,097 \pm 0,001$	$14,5 \pm 0,8$
c	$0,087 \pm 0,002$	$10,1 \pm 1,3$
d	$0,092 \pm 0,003$	$15,8 \pm 1,0$
e	$0,091 \pm 0,003$	$8,3 \pm 0,6$
f	$0,161 \pm 0,003$	$17,2 \pm 1,1$
g	$0,091 \pm 0,002$	$10,2 \pm 0,9$
h	$0,116 \pm 0,005$	$16,8 \pm 1,5$
	PEKK* cristalino	

* Pekkton® ivory

Résistance d'adhésion des systèmes adhésifs établis sur le PEKK – Durabilité et effet du conditionnement de la surface.

Objectif de l'essai

La résistance et la durabilité du collage de Pekkton® ivory ont été étudiées pour 4 différents types de conditionnement et de fixation adhésive avec un système adhésif établi (Multilink Automix, Ivoclar Vivadent), avant et après le vieillissement par conservation dans l'eau et mises en charge thermiquement variables simultanées.

Préparation des échantillons

Dans chaque cas, 100 disques ayant une surface régulière et polie d'au moins 8 mm de diamètre et 3 mm d'épaisseur ont été préparés pour l'étude. Les variations de pré-traitement de la surface incluaient les groupes suivants: Les tubes en plexiglass remplis de composite (Multicore Flow, Ivoclar Vivadent) ont été collés aux spécimens préparés conformément au mode d'emploi du fabricant. La méthodologie consistait en un essai de traction axial [Kern, M., Thompson, V.P., Dtsch Zahnärztl Z 48, 769-772 (1993)].

Conservation/vieillissement des spécimens

Tous les spécimens ont d'abord été conservés dans de l'eau déminéralisée pendant 3 jours à 37°C pour une prise totale. Ensuite, un tiers des échantillons a été immédiatement évalué pour mesurer la résistance d'adhésion, le deuxième tiers l'a été après un vieillissement artificiel obtenu par 10 000 variations de charge thermique (durée: 30 jours) et le troisième tiers l'a été après 37 500 variations de charge thermique (durée: 150 jours); tous ont été évalués à des températures comprises entre 5 et 55°C.

Résultats

Les essais d'adhésion ont montré que la silication avec silanisation consécutive et apprêtage avec un adhésif sur le MMA ou une base de résine acrylique donnaient les meilleures forces d'adhésion.

Conclusion

Aucun système autre que la silication, la silanisation ou l'apprêtage n'a été évalué.

En tenant compte des données existantes, la recommandation serait de silicater, silaniser puis prétraiter le Pekkton® ivory cristallin avec un primer. La prolongation du temps d'exposition du primer ne semble pas nécessaire ici.

D'autres approches pour l'activation des surfaces pourraient encore être étudiées.

Résultats

Groupe	Mécanique	Apprêtage
1. Pre	sablage au corindon (2,5 bars / 10s)	–
2. PrePri	sablage au corindon (2,5 bars / 10s)	Luxatemp Glaze&Bond (temps d'exposition 20s/photopolymérisation 20s)
3. PrePri+	sablage au corindon (2,5 bars / 10s)	Luxatemp Glaze&Bond (temps d'exposition 5 min dans le noir/photopolymérisation 20s)
4. PrePlus	Rocatec Soft	Monobond Plus
5. PrePlusPri	Rocatec Soft	Monobond Plus, puis Luxatemp Glaze&Bond (temps d'exposition 20s / photopolymérisation 20s)

Figure 1

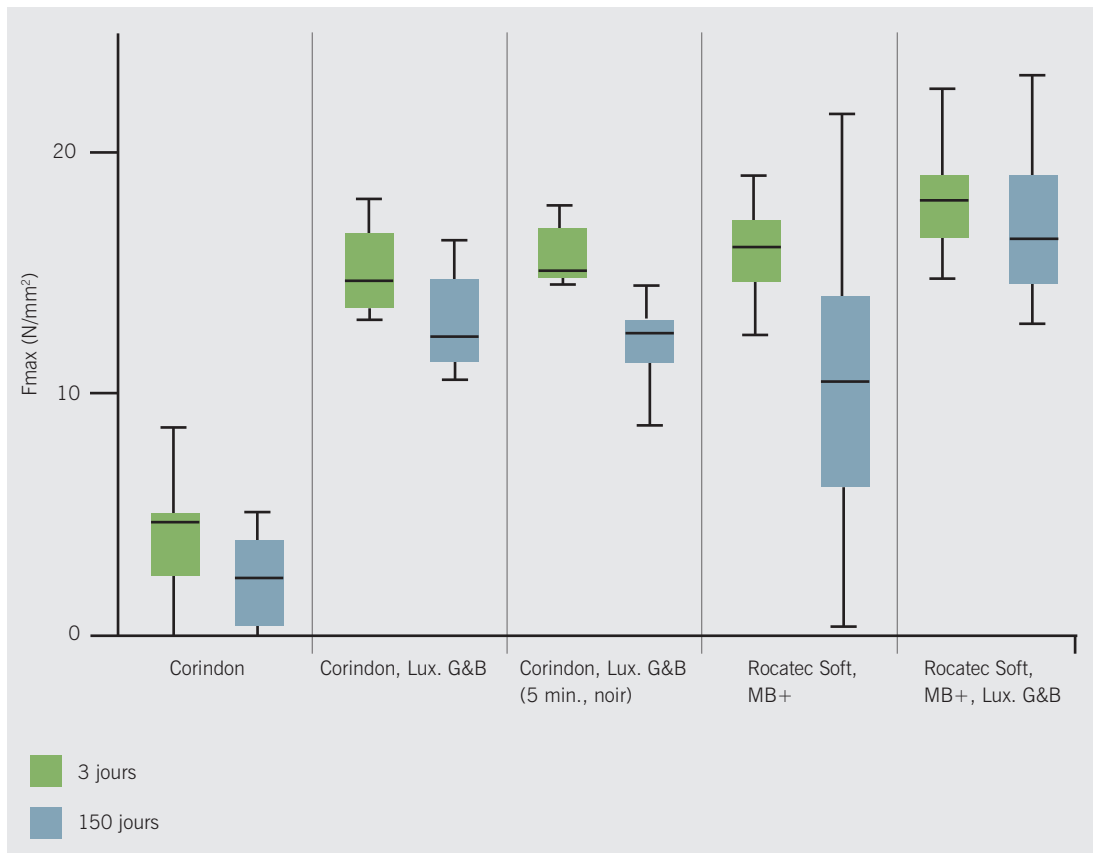


Figure 2

Forces de rétention et comportement en fatigue de crochets fabriqués avec des résines thermoplastiques.

Objectif de l'essai

Dans le cadre de cette étude, les forces de rétention de crochets, placés comme éléments de rétention pour prothèses amovibles et fabriqués avec différentes résines thermoplastiques, ont été comparées à celles de crochets fabriqués en alliage NEM. Une attention particulière a été accordée aux forces de friction décroissantes, c'est-à-dire à la perte de rétention suite à plusieurs cycles d'insertion et de retrait, pour lesquels le niveau de charge choisi correspondait à plusieurs années de port clinique.

Préparation des échantillons et procédure d'essai

Pour conserver une comparabilité de l'étude aussi vaste que possible, deux préparations d'échantillons axiales parallèles selon une conception standard ont été fabriquées sur des dents artificielles pour un crochet de prothèse sur prémolaires au moyen d'un bras parallèle. La zone de contre-dépouille variait entre 0,25 mm, ce qui représente la norme, et 0,5 mm. Une valeur standard de 1,4 mm a été choisie pour la solidité des ailettes des crochets en NEM, et des valeurs de 2 mm et 3 mm ont été choisies pour les crochets en résine.

Ces modèles ont été dupliqués au moyen de la technique de moulage par injection.

Pour les essais de charge, les couronnes testées préparées ont été reformées puis coulées dans un alliage NEM.

Les cycles d'insertion et de retrait ont été réalisés avec un simulateur de mastication Willytec, SDMechatronik.

L'enregistrement des forces pendant l'insertion et le retrait se fait au moyen de capteurs de force (U9B, Kistler, Allemagne).

Un logiciel spécial a été programmé dans LabView (National Instruments, Allemagne) pour obtenir un enregistrement aussi complet que possible de tous les cycles. Le logiciel d'enregistrement lit en continu les signaux de force des 8 canaux avec une fréquence de mesure de 1 kHz, identifie chaque cycle sur la base des valeurs prédéfinies pour les valeurs seuil et l'hystérésis puis détermine les valeurs correspondantes pour les forces maximale et minimale (fig. 1). Les prothèses dentaires sont retirées puis réinsérées environ quatre fois par jour. Cela correspond à environ 1 460 à 1 500 cycles d'insertion et de retrait pour une année. Si 15 000 cycles sont réalisés in vitro, cela correspond à

environ 10 années de port clinique. Huit spécimens ont été fabriqués, mesurés et évalués pour chaque groupe. Chaque groupe de matériau a été divisé en 2 sous-groupes selon la solidité du bas du crochet (2 mm et 3 mm) qui ont eux-mêmes été de nouveau divisés en 2 sous-groupes selon la zone de contre-dépouille de la préparation (0,25 mm et 0,5 mm). Les crochets en alliage CoCr n'ont été fabriqués que dans la forme standard dans un groupe aux fins de comparaison (zone de contre-dépouille: 0,25 mm/ épaisseur du bas: 1,4 mm).

Discussion

Sato et al.¹ ont suggéré qu'une force de rétention de 5 N est nécessaire pour un fonctionnement approprié des prothèses avec crochets. Frank et Nicholls² ont démontré que 3 à 7,5 N représentent des forces de rétention acceptables pour les prothèses en extension bilatérales. Les résultats de cette étude montrent que les crochets fabriqués avec des résines thermoplastiques affichent une force de rétention moyenne de 1,7 à 3,7 N pour les crochets de 1,0 mm d'épaisseur et de 5,4 à 10,8 N pour les crochets de 1,5 mm d'épaisseur. La rétention est donc suffisante pour les prothèses amovibles (fig. 2).

Comme cela a également été montré dans cette étude, des études antérieures sur la résistance à la fatigue des crochets en CoCr ont montré une baisse de rétention partiellement significative en raison de la déformation permanente du matériau (fig. 3). Les résultats de cette étude ne montrent aucune différence significative entre les valeurs de rétention initiales et finales après 15 000 cycles pour les crochets fabriqués avec des résines thermoplastiques.

Conclusion

Avec les limites que comporte cette étude, il a été établi que les crochets fabriqués avec un polymère thermoplastique à hautes performances présentent une force de rétention significativement inférieure après 15 000 cycles d'insertion et de retrait par rapport aux crochets en CoCr; en revanche, ils se sont révélés relativement stables pendant toute la durée des cycles et peuvent par conséquent être adaptés pour un usage clinique.

Extraits des résultats

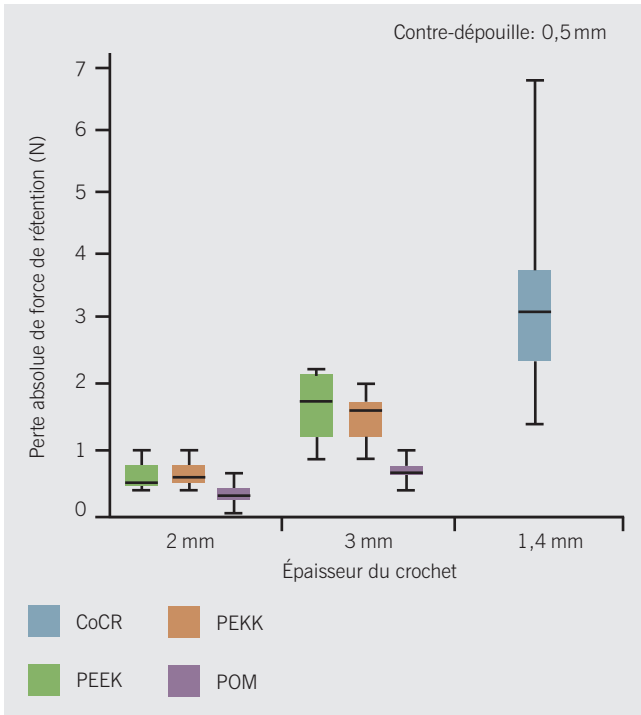


Fig. 1

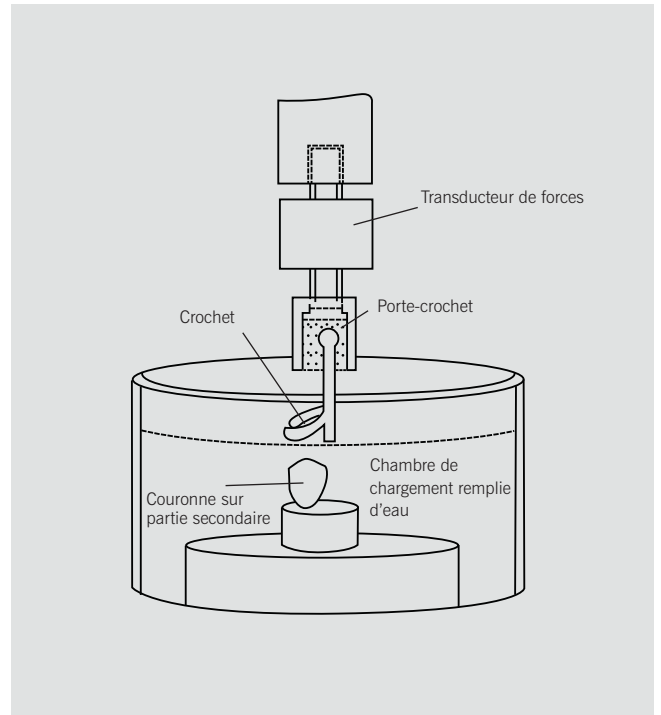


Fig. 2

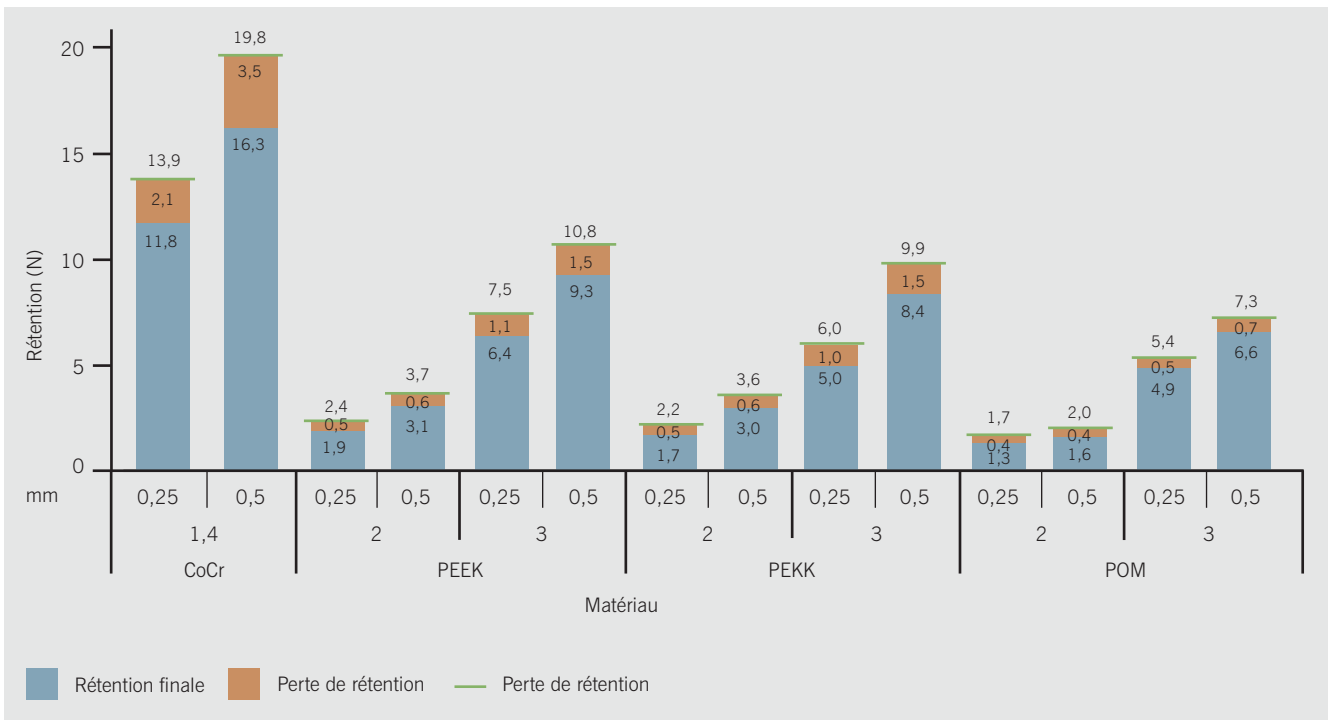


Fig. 3

1 Sato Y, Tsuga K, Abe Y, Asahara S, Akagawa Y. Analysis of stiffness and stress in I-bar clasps. J Oral Rehabil 2001;28:596-600.

2 Frank RP, Nicholls JI. A study of the flexibility of wrought wire clasps. J Prosthet Dent 1981;45:259-67.

Qualités optiques.

Objectifs

Évaluer la réflectance spectrale et la teinte de Pekkton® ivory (PK) comme matériau utilisé pour la fabrication de restaurations indirectes lorsqu'il est recouvert de composite photopolymérisable (LC) en le comparant à des systèmes équivalents à base de zirconium-composite (YZ-LC) et de zirconium-céramique dentaire (YZ-DP) pour identifier l'effet de différents matériaux d'infrastructure sur le même matériau cosmétique.

Méthodes

Un spectrophotomètre (CM-2600d Konica Minolta Sensing, Inc., Japon) a été utilisé pour déterminer la réflectance spectrale de chaque matériau sur des fonds blanc et noir avec un illuminant D65. Les coordonnées de couleur et la différence chromatique CIE L*a*b* (ΔE) ont été déterminées à partir des données de réflectance.

Des échantillons monocouches des matériaux pour infrastructure Pekkton® ivory et In-Ceram® YZ (Vita Zahnfabrik) et des matériaux cosmétiques LC et DP (VM9, Vita Zahnfabrik) ont été produits (n = 3) avec une épaisseur de 1,0 mm. Des échantillons bicouches (n = 3) ont été produits avec des matériaux cosmétiques et pour infrastructure de teinte équivalente et avec une épaisseur de 1,3 mm (recommandation clinique: 0,8 mm pour l'infrastructure et 0,5 mm pour la facette).

Chaque groupe se composait de trois échantillons (n = 3) suffisamment larges pour couvrir la largeur de l'ouverture du photomasque cible du spectrophotomètre, à savoir 3 mm. Tous les spécimens ont été polis sous l'eau courante au moyen d'un papier abrasif imperméable à base de SIC 400 et P800, respectivement, placé dans un instrument à polir à disque rotatif (Metaserv Buehler, R.-U.).

Conclusion

Le fait d'avoir un matériau pour infrastructure différent n'a pas entraîné de différences significatives en termes de qualités optiques entre les groupes Pekkton® ivory-composite et zirconium-composite.

Résultats

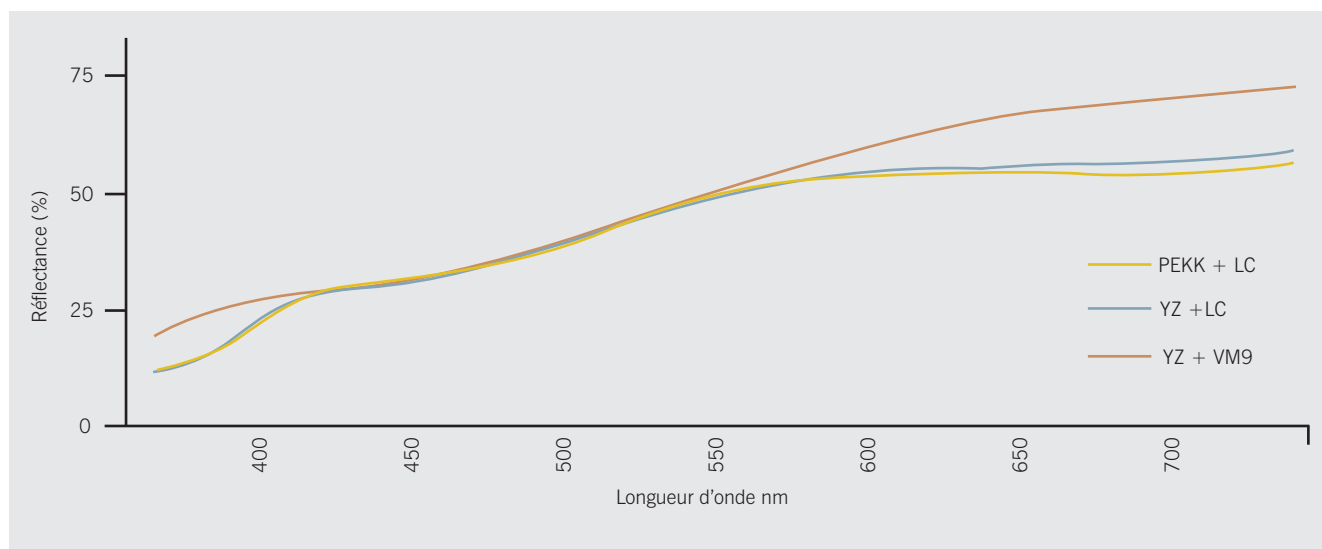


Figure 1: courbe des données de réflectance spectrale des échantillons stratifiés sous fond blanc

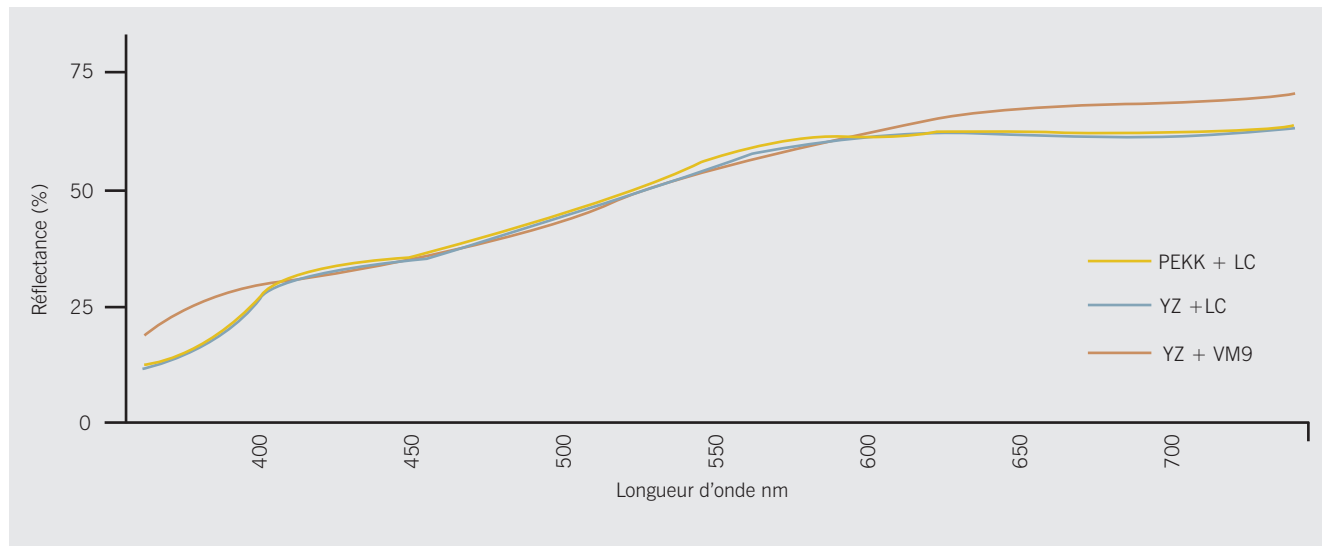


Figure 2: courbe des données de réflectance spectrale des échantillons stratifiés sous fond noir

Matériau	L*		a*		b*	
	Noir	Blanc	Noir	Blanc	Noir	Blanc
PK-LC	74,26 ^a	74,51 ^a	2,29 ^a	2,31 ^a	17,83 ^a	17,81 ^a
YZ-LC	74,10 ^a	74,67 ^a	2,40 ^a	3,17 ^a	18,65 ^a	19,21 ^a
YZ-DM	73,99 ^a	76,40 ^a	3,85 ^a	6,15 ^a	18,12 ^a	21,64 ^a

Tableau 1 : valeurs CIE L*a*b* des échantillons stratifiés sous fonds noir et blanc*.

* Les groupes avec des lettres en exposant différentes indiquent des différences significatives ($p < 0,05$) et les groupes avec la même lettre en exposant indiquent aucune différence significative ($p > 0,05$).

Absorption d'eau et solubilité.

Objectif

Selon la norme ISO 4049-2009, l'absorption d'eau ne doit pas excéder $32\mu\text{g}/\text{mm}^3$ pour les matériaux thermopolymérisables ou autopolymérisables. La perte de masse par volume unitaire (matériau soluble) ne doit pas excéder $1,6\mu\text{g}/\text{mm}^3$ pour les matériaux thermopolymérisables et $8,0\mu\text{g}/\text{mm}^3$ pour les matériaux autopolymérisables. L'objectif de ce test est de déterminer et comparer l'absorption d'eau et la solubilité du Pekkton® ivory selon cette norme.

Matériel et méthodes

Les essais d'absorption d'eau et de solubilité ont été réalisés selon la norme ISO 4049-2009.

Des disques d'échantillons ont été séchés en appliquant un cycle de système à deux dessiccateurs, l'un maintenu à $37 \pm 2^\circ\text{C}$ et l'autre maintenu à $23 \pm 2^\circ\text{C}$.

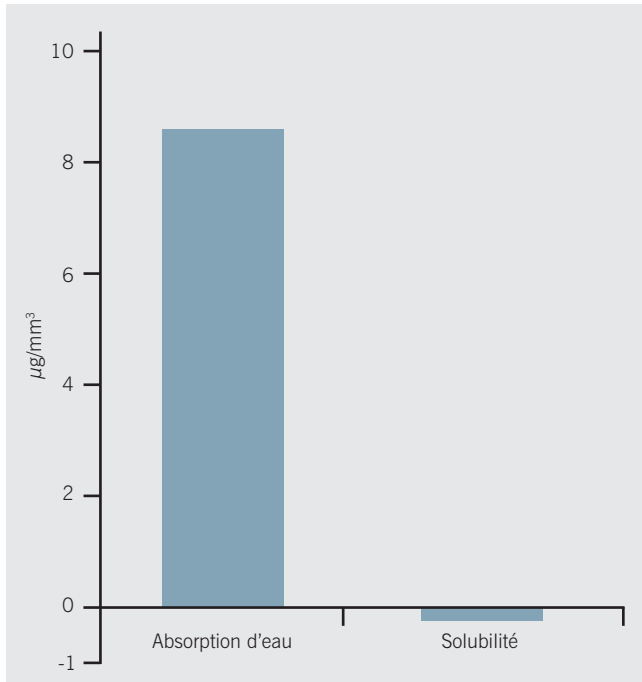
Il y avait six (6) spécimens en parallèle par groupe. Les spécimens ont été pesés puis placés dans le dessiccateur à 37°C pendant 22 h. Après 22 h, les spécimens ont été retirés et placés dans l'autre dessiccateur pendant 2 h, puis de nouveau pesés avec une précision de 0,1 mg. Ce cycle a été répété jusqu'à obtention de la masse constante, c'est-à-dire jusqu'à ce que la perte de masse pour chaque spécimen ne dépasse pas 0,1 mg à chaque point de mesure sur une période de 24 h (système à deux dessiccateurs). Après le séchage final, le diamètre des spécimens a été mesuré en deux points avec une précision de 0,01 mm et le diamètre moyen a été calculé. L'épaisseur des spécimens a été mesurée au centre en quatre points également espacés sur la circonférence, avec une précision de 0,01 mm. Les spécimens ont été immergés dans de l'eau (10 ml / spécimen) à 37°C pendant 7 jours. Après ces 7 jours, les spécimens ont été retirés de l'eau. Avant la pesée, les spécimens ont été lavés à l'eau, l'excès d'eau a été épongé jusqu'à la disparition totale de toute trace d'eau puis l'échantillon a été agité dans l'air pendant 15 secondes. Le poids des spécimens a été mesuré 1 minute après le retrait de l'eau. Après la pesée, les spécimens ont été reconditionnés jusqu'à obtention d'une masse constante, de nouveau au moyen du cycle de système à deux dessiccateurs.

Conclusion

Pekkton® ivory a répondu au critère correspondant de la norme ISO 4049 avec des valeurs considérablement faibles.



Résultats



	Poids (%)	$\mu\text{g}/\text{mm}^3$
Absorption d'eau	0,59	8,7
Solubilité	0,17	-0,2

Cas cliniques.

Pont complet sur implants (1).

Restauration d'une arcade totalement édentée avec des matériaux modernes et des techniques traditionnelles.



Contexte

Cette patiente s'est présentée après avoir perdu ses dents supérieures suite à une maladie parodontale avancée non traitée. Après traitement de la maladie et rétablissement d'une bonne hygiène orale, le dentiste traitant a fait fabriquer une prothèse amovible. Tandis que cette approche était réussie, quelque chose manquait. La plupart des patients luttent pendant la transition entre l'édentement et la restitution des dents; notre patiente ne dérogeait pas à cette règle. Outre l'absence de fixation et de stabilité de la prothèse dentaire, la patiente trouvait également la vie avec un palais en plastique «inconfortable». Parallèlement à ces problèmes fonctionnels, la patiente avait aussi le sentiment que, bien que la teinte des dents soit «ok», tout le reste concernant la prothèse dentaire n'allait pas.

L'étape suivante de la reconstruction pour cette patiente était la mise en place de 6 implants dans le maxillaire. Après toutes les étapes de planification habituelles et extrêmement importantes, le moment était venu pour l'évaluation importante du sourire. La nouvelle configuration fournit un meilleur support qui se traduit par une apparence esthétique revitalisée, de face comme de profil. Les dents les plus larges s'ajustent également beaucoup mieux au visage de la patiente et le repositionnement des dents la rajeunit. Enfin, la nouvelle dimension verticale a été

établie de manière à conférer la fonction et la forme du visage qui conviennent. À ce stade, nous avons eu une discussion avec toute l'équipe et avec la patiente au sujet des matériaux que nous utiliserions pour la prothèse définitive.

Les points importants étaient: la sensation laissée par les restaurations, l'esthétique, la jeunesse et le brillant ainsi que la symétrie globale (cosmétique). Après évaluation des différentes options, nous avons décidé que ce cas serait parfait pour Pekkton® ivory. Nous travaillons avec différents



polymères depuis de nombreuses années sur des cas similaires et nous avons parfait une technique pour intégrer les polymères, la céramique et les composites dans une même prothèse que nous avons appelée pont BDT. Nous avons eu une discussion approfondie avec toute l'équipe sur les raisons d'appliquer cette technique. La raison principale était que les propriétés des polymères Pekkton® ivory, en particulier, étaient extrêmement bien adaptées à ce type d'application.

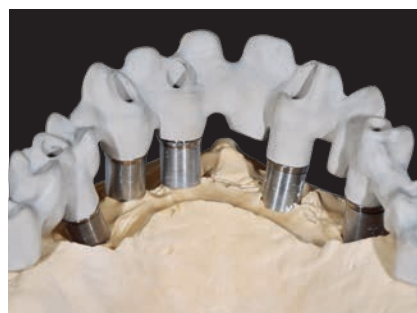
Conclusion

Les armatures en Pekkton® ivory offrent à la patiente une esthétique légère et une restauration extrêmement solide qui se caractérise par une absorption des chocs que l'on ne retrouve pas dans les matériaux de restauration implantaire classiques.

Cas cliniques.

Pont complet sur implants (2).

Reconstruction vissée sur 5 implants, possibilité de retrait limitée, armature de pont en Pekkton®.



Situation initiale

La patiente de 61 ans n'était plus satisfaite de ses prothèses partielles existantes et souhaitait une nouvelle restauration. Toutes les dents restantes présentaient des caries secondaires et étaient touchées par une parodontite moyenne chronique. La mandibule présentait une dentition sans carie très bien restaurée. Le pronostic pour les dents restantes dans le maxillaire était mauvais.

Le squelette existant était insuffisant, sur les plans fonctionnel et esthétique. Le plan de traitement incluait l'extraction des dents maxillaires et la conversion directe des prothèses partielles existantes en une prothèse complète immédiate. Des implants avec une restauration amovible limitée définitive ont ensuite été planifiés.



Discussion

Les ponts implanto-portés extensifs (appelés «prothèses sur implants pour arcade complète») sont fabriqués avec des armatures métalliques (métal précieux, CoCr ou titane) et en céramique (ponts VMK) mais aussi, depuis peu, avec de la zircone. La fabrication de ces ponts avec des polymères à hautes performances tels que Pekkton® ivory est en train de percer et fait l'objet de plus en plus de débats. Les avantages du matériau Pekkton® ivory incluent une flexibilité minimale (qui le rend adaptable), une bonne résistance et une grande facilité de polissage. Les options esthétiques sont également excellentes. Les coûts d'une reconstruction en Pekkton® ivory sont considérablement plus avantageux (environ 35 % moins élevés) par rapport à un revêtement sur des armatures en métal ou dioxyde de zircone. Et cela, avec une création de valeur supérieure dans mon laboratoire.

Conclusion

Les ponts implanto-portés en Pekkton® ivory ont une grande qualité esthétique, ont un prix très attractif et sont prometteurs pour l'avenir. Les restaurations en Pekkton® ivory sont contrôlées régulièrement dans le cabinet dentaire. Le bon état après un port prolongé est remarquable. Les pronostics à long terme peuvent être positifs avec une hygiène orale moyenne. Cela s'explique probablement par la faible élasticité du pont, les bonnes propriétés des matériaux cosmétiques et l'ajustement passif via le collage des parties secondaires.

Cas cliniques.

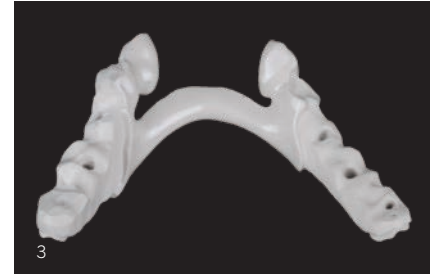
Reconstruction vissée implanto-portée dans le maxillaire et la mandibule.



- 1 Situation initiale: implants avec parties secondaires implantaire usinées individuellement
- 2 Situation négative de la dentition
- 3-4 Résultat après usinage de l'armature en Pekkton® ivory pour la restauration maxillaire
- 5 Application des dents préfabriquées sur l'armature en Pekkton® ivory avec une résine de teinte dentaire, sans application d'opaqueur sur l'armature
- 6 Travail achevé avec une résine rose (sans opaqueur rose)
- 7 Vue détaillée du travail maxillaire
- 8-9 Travail in situ

Cas cliniques.

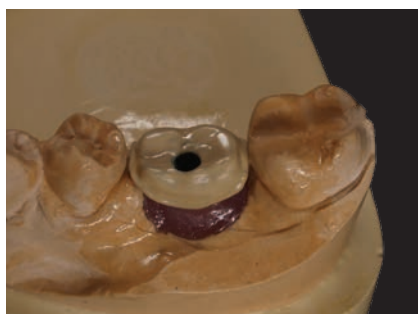
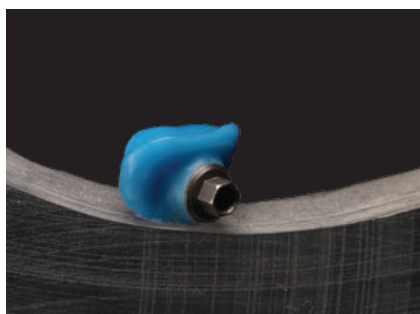
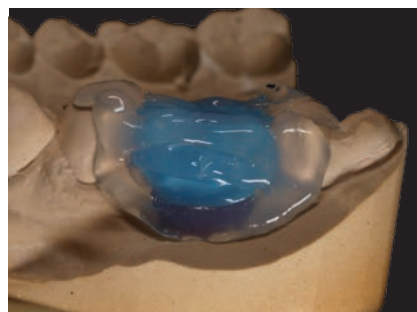
Prothèse télescopique mandibulaire avec bracket sublingual.



- 1 Situation initiale avec coiffes intérieures en zircone usinées
- 2 Résultat d'usinage du Pekkton® ivory. Les coiffes intérieures ont été numérisées avec le numériseur tactile DS10 Renishaw et l'ensemble avec le numériseur Zirkozahn S600-ARTI
- 3 Armature en Pekkton® ivory finale polie
- 4-5 Travail achevé
- 6-9 Travail in situ

Cas cliniques.

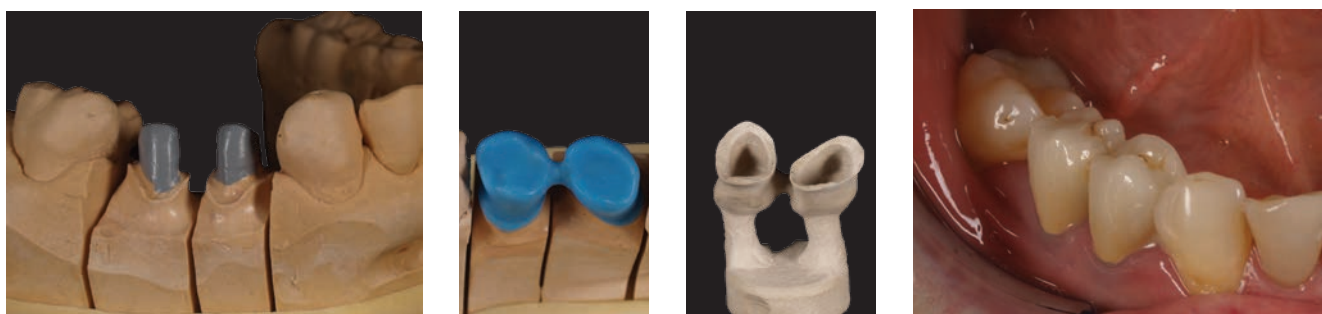
Couronne molaire vissée sur un implant.



Le praticien a décidé qu'un patient âgé d'environ 50 ans doit recevoir un traitement provisoire sur plusieurs mois avant la mise en place de la restauration définitive. Nous avons par conséquent opté pour une restauration en Pekkton® ivory sur un implant avec une base métallique.

Cas cliniques.

Deux prémolaires ensemble sur dents naturelles.



Patiente de 60 ans pour qui des restaurations en Pekkton® ivory ont été choisies pour leur pouvoir d'absorption des chocs car nous sommes en présence d'un pont antagoniste complet.

Cas cliniques.

Couronnes sur dents naturelles.

Contexte et objectifs du traitement

La patiente de 39 ans s'est présentée à notre cabinet avec le souhait de renouveler ses restaurations prothétiques sur les 17, 16, 15 ainsi que les 46 et 47 après évaluation d'un spécialiste. Depuis l'intégration des couronnes ailleurs, la gêne était présente au niveau des dents et des gencives environnantes. À l'examen clinique, la gencive présentait une légère rougeur. Les observations fonctionnelles étaient peu évidentes.

Anamnèse et observations

La radiographie a montré un éclaircissement apical de la 46 et la 47. L'état parodontal identifié présentait une profondeur au sondage maximale de 5 mm et une furcation de grade I pour la 17, une profondeur au sondage maximale de 5 mm et une furcation de grade II pour la 16, une profondeur au sondage maximale de 4 mm pour la 15, une profondeur au sondage maximale de 5 mm et une furcation de grade I pour la 46 et enfin une profondeur au sondage maximale de 4 mm et une furcation de grade I pour la 47.

Plan de traitement

En premier lieu, la 46 et la 47 ont fait l'objet d'un traitement endodontique. Les couronnes existantes ont été retirées et les 5 dents ont été restaurées avec Pekkton® ivory et du NEM dans le cadre d'une étude clinique avec des prothèses dentaires provisoires durables. Un rappel endodontique et une réévaluation parodontale ont été effectués à 6 mois. La patiente ne se plaignait plus de rien à 6 mois.

Commentaires et conclusion

Dans l'étude susmentionnée, aucune différence significative n'a été observée concernant la qualité de vie liée à l'hygiène orale subjective (OHIP-G 14) avec les restaurations provisoires durables en NEM ou en Pekkton® ivory. Pour la patiente présentée ici, la sensation subjective concernant le port était meilleure avec la restauration en Pekkton® ivory.

Il est en principe possible d'affirmer que les restaurations en Pekkton® ivory semblent adaptées pour un usage clinique.

Description des figures

- a : Situation du maxillaire lors de la première visite
- b : Situation de la mandibule lors de la première visite
- c : Situation du maxillaire/de la mandibule lors de la première visite
- d : Situation radiographique initiale de la 46 et la 47
- e : Armature en Pekkton® ivory sur modèle
- f : Couronnes en Pekkton® ivory revêtues et finies
- g : restaurations provisoires durables intégrées en Pekkton® ivory
- h : Radiographie au rappel endodontique à 6 mois pour la 46 et la 47



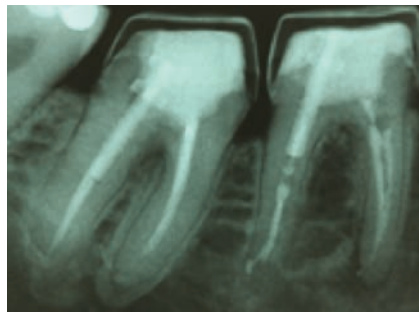
a



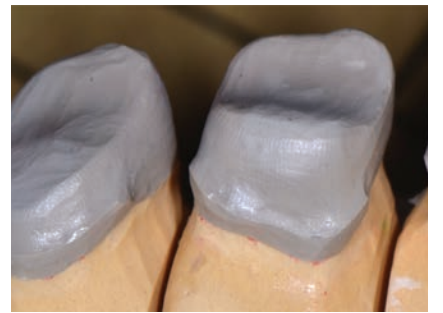
b



c



d



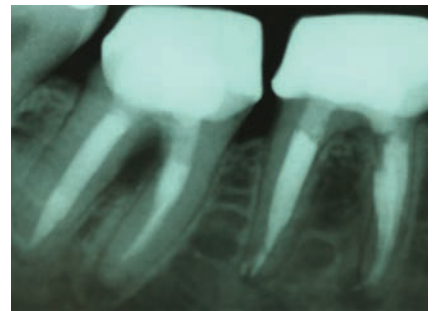
e



f





g










h

Glossaire.

Amorphe		À l'état amorphe, les macromolécules de Pekkton® sont enchevêtrées, comme une bobine de fil emmêlé.
Anneau aromatique		Chaîne hydrocarbonée avec alternance de liaisons chimiques doubles et simples entre des atomes de carbone formant des anneaux.
Aryle		Le terme aryle se rapporte à tout groupe ou substituant chimique fonctionnel dérivé d'un anneau aromatique.
Groupe chimique fonctionnel		Entité fonctionnelle consistant en certains atomes dont la présence confère une certaine propriété à une molécule.
Mélangeage		Mélange et/ou mixage de polymères avec des additifs à l'état fondu.
Cristallin		À l'état cristallin, les macromolécules de Pekkton® comprennent des chaînes carbonées linéaires qui sont non ramifiées ou ont une ramification minimale. Elles sont reliées entre elles par des liaisons physiques faibles. Ces forces de liaison sont plus efficaces quand les chaînes carbonées sont placées en parallèle. Le matériau cristallin est chimiquement plus résistant et plus raide.
Éther		Groupe chimique avec la structure où R et R' sont des groupes alkyles ou aryles.
Température de transition vitreuse		Cette température appelée Tv se rapporte à une transition réversible dans les matériaux amorphes, ou plus généralement dans les zones amorphes au sein des polymères semi-cristallins, d'un état relativement cassant à un état plus proche du caoutchouc.
Cétone		Groupe chimique avec la structure où R et R' peuvent être une variété de substituants contenant du carbone.
Macromolécule		Très large molécule créée par polymérisation de sous-unités plus petites. Les molécules qui constituent les macromolécules polymériques sont des monomères.
Température de fusion (Tm)		Température à laquelle une substance passe de l'état solide à l'état liquide.
Molécule		Groupe électriquement neutre d'au moins deux atomes reliés par des liaisons chimiques.
Monomère		Molécule qui peut se lier chimiquement à d'autres molécules pour former une macromolécule.

PAEK	Se rapporte à la famille des polymères PolyArylÉtherCétones . Les PAEK sont couramment décrits en termes de «E» et de «K» qui représentent la séquence d'unités de groupe éther et cétone dans la structure du polymère. Aujourd'hui les PAEK les plus courants sont le polyétheréthercétone (PEEK) et le polyéthercétone-cétone (PEKK). Il existe d'autres polymères tels que le polyéthercétone (PEK), le polyéthercétoneéthercétonecétone (PEKEKK)...
PEEK	PolyÉtherÉtherCétone
PEKK	PolyÉtherCétoneCétone
Pekkton®	Marque commerciale de nos matériaux exclusifs à base de PEKK pour applications dentaires.
Pekkton® ivory	Marque commerciale de notre matériau exclusif à base de PEKK pour les restaurations fixes (couronnes et ponts) et les prothèses dentaires amovibles.
Polymère	Un polymère se compose d'un grand nombre de macromolécules.
Polymérisation	Processus de réaction chimique collective de molécules monomères pour former des chaînes de polymères.
Thermoplastique	Polymère qui peut être mis en forme au-delà d'une température T_m spécifique et se solidifie en refroidissant. Les polymères thermoplastiques sont couramment produits sous forme de granulés pour prendre leur forme de produit fini par fusion et pressée ou moulage par injection. Les thermoplastiques sont différents des polymères thermodurcissables qui forment des liaisons chimiques irréversibles au cours du processus de polymérisation.
Thermodurcissable	Polymère qui durcit de manière irréversible. La polymérisation peut être induite par différents moyens: chaleur, réaction chimique ou rayonnement adapté. Les matériaux thermodurcissables sont habituellement liquides avant la polymérisation et sont conçus pour être moulés dans leur forme définitive. Une fois polymérisé ou durci, un matériau thermodurcissable ne peut pas être réchauffé ni fondu pour être remis en forme. Les matériaux thermodurcissables ne fondent pas mais se décomposent et ne se reforment pas après refroidissement.

La gamme.

Illustration	Description	N° cat.
	Pekkton® ivory disque à usiner Ø 98.5/16mm (avec épaulement)	0106 0011
	Pekkton® ivory disque à usiner Ø 98.5/20mm (avec épaulement)	0106 0020
	Pekkton® ivory disque à usiner Ø 98.5/24mm (avec épaulement)	0106 0022
	Pekkton® ivory disque à usiner Ø 95/16mm (compatible avec Zirkozahn®)	0106 0028
	Pekkton® ivory disque à usiner Ø 95/20mm (compatible avec Zirkozahn®)	0106 0030
	Pekkton® ivory disque à usiner Ø 95/24mm (compatible avec Zirkozahn®)	0106 0032
	Pekkton® ivory – lingots de pressée / 10 p.	0106 0003
	Piston jetable (Ø 12mm) / 50 p.	0800 0626
	Piston jetable (Ø 26mm) / 20 p.	0800 0627
	Moufle PEKKpress 200g	0800 0628
	Moufle PEKKpress 600g	0800 0629
	Revêtement CM-20 (50 x 160g)	083 872
	Liquide 1L	083 739
	PEKKpress – appareil de pressée	7020 2393
	PEKKtherm – four de stabilisation de température et de fusion	7020 2394

La présentation actualisée des formes et épaisseurs d'ébauches disponibles est consultable sur notre page d'accueil www.pekkton.com.

Publications.

1. Arvai R., Una nuova classe di materiali "in sé", Pekkton® ivory il nuovo polimero ad alte prestazioni. Un caso clinico. Quintessenza Odontotecnica 2014;10:64-72.
2. Arvai R., Das neue Hochleistungspolymer Pekkton® ivory – eine Werkstoffklasse für sich. Quintessenz Zahntech 2014;40(11):1454-1464.
3. Copponnex T., DeCarmine A.: Reevaluating Thermoplastics. European Medical Device Manufacturer, March/April 2009.
4. Copponnex T.: Like a chameleon. Medical Device Developments, 2010
5. Copponnex T., Blümli M.: New material approaches in dental technology. meditec, October 2011
6. Fuhrmann G., Steiner M., Freitag-Wolf S., Kern M.: Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs) - Durability and influence of surface conditioning. Dental Materials 2014 Mar;30(3):357-63.
7. Gobert B.: C'est quoi le PEKK? Technologie Dentaire 2014 n°166.
8. Gobert B.: Faux moignon anatomique en Pekkton®. Technologie Dentaire 2014 n°166.
9. Keilig L., Katzenbach A., Weber A., Stark H., Bourauel C.: Biomechanische Untersuchung eines Hochleistungspolymers für den Ersatz in der dentalen Prothetik. Vortrag auf der Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik (DGfB) 2013 in Ulm.
10. Keilig L., Katzenbach A., Weber A., Ottersbach K., Brune M., Stark H., Bourauel C.: Dauerlastuntersuchung an Kronen aus einem Hochleistungspolymer. DGPro 2014, Aachen.
11. Keilig L., Katzenbach A., Weber A., Stark H., Bourauel C.: Dauerlastuntersuchung an Kronen aus einem Hochleistungspolymer. Poster DGPro 2014, Aachen.
12. Keilig L., Katzenbach A., Weber A., Stark H., Bourauel C.: Fatigue testing of crowns made from a high performance polymer. EAO 2014, Rom.
13. Keilig L., Katzenbach A., Weber A., Stark H., Bourauel C.: Fatigue testing of crowns made from a high performance polymer. Poster EAO 2014, Rom.
14. Keilig L., Stark H., Bourauel C.: Biomechanics of Three- and Four-Unit-Bridges Made of Different Framework Materials – A Numerical Study. EAO 2014, Rom.
15. Keilig L., Stark H., Bourauel C.: Biomechanics of Three- and Four-Unit-Bridges Made of Different Framework Materials – A Numerical Study. Poster EAO 2014, Rom.
16. Pham V.T.: Pekkton® – Nouveau polymère hautes performances. Technologie Dentaire 2014 n°169.
17. Pham V.T.: Pekkton® – A new high-performance polymer. Dental Technologies, US Edition, 2014 n°109.
18. Tannous F., Steiner M., Shahin R., Kern M.: Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. Dental Materials 2012 Mar;28(3):273-8.

Les cas cliniques des différents auteurs peuvent être consultés sur notre site web www.cmsa.ch/en/dental/products/Highperformancepolymer

