

**La résistance à l'abrasion du matériau MRP VITA à l'exemple de VITA
PHYSIODENS® comme facteur décisif pour le succès fonctionnel
et esthétique à long terme**

Cette publication fait essentiellement référence aux résultats d'enquête de Pr Martin Rosentritt, polyclinique de prothèse dentaire de l'université de Ratisbonne. Report Number: 280_2/Project Number: 280. 09/11/2015.

La résistance à l'abrasion du matériau MRP VITA à l'exemple de VITA PHYSIODENS® comme facteur décisif pour le succès fonctionnel et esthétique à long terme

Les résultats sont basés sur un test d'usure réalisé à l'université de Ratisbonne avec 8 séries de dents de différents fabricants.

Résumé

La résistance à l'abrasion des dents artificielles a une influence considérable sur le succès esthétique et fonctionnel à long terme d'une restauration prothétique. D'un point de vue fonctionnel, l'augmentation de l'abrasion s'accompagne d'une diminution de la D.V.O., ce qui a des répercussions négatives sur toutes les structures anatomiques du système stomatognathique. La capacité de mastication du patient diminue lorsque le relief des cuspides et des sillons est aboli. C'est surtout dans le secteur antérieur que les facettes d'abrasion entraînent des déficits morphologiques qui ont un effet négatif sur l'aspect esthétique global. Une étude menée à l'université de Ratisbonne a donc examiné et comparé le comportement à l'abrasion de 8 gammes de dents de différents fabricants. VITA PHYSIODENS, en matériau MRP VITA, a présenté les valeurs d'abrasion les plus faibles.

Questionnement

Un test d'usure in vitro dans des conditions de laboratoire standardisées peut montrer s'il existe des différences significatives dans le comportement à l'abrasion des dents artificielles et quelle gamme de dents se montre particulièrement résistante dans ce cas. Des résultats probants peuvent aider le praticien à décider quelle gamme de dents est la plus à même de garantir un succès prothétique à long terme.

Niveau technique

Depuis les années cinquante du siècle dernier, les dents artificielles sont composées de polymères acryliques, le plus souvent de polyméthacrylate de méthyle (PMMA) [1]. Le plus petit composant moléculaire du PMMA, le monomère, est le méthacrylate de méthyle (MMA) liquide [2]. Dans la fabrication des dents, le PMMA, qui se présente sous forme de petites billes, et le MMA sont mélangés de façon homogène à des pigments, à des monomères réticulés, par ex. le diméthacrylate d'éthylène glycol (DMAEG), ainsi qu'à des stabilisateurs et à des initiateurs [3][4]. Cette masse encore plastiquement déformable est ensuite durcie dans les moules dentaires sous l'effet d'une augmentation de la température et d'une pression accrue [5]. Au départ, les billes de polymère étaient constituées de PMMA linéaire non réticulé. Plus tard, ces billes de PMMA ont été modifiées afin d'influencer positivement les propriétés du matériau. Ceci a été réalisé grâce à des prépolymères pré-réticulés (cross-linked). La résistance mécanique a ainsi pu être légèrement augmentée grâce à une répartition plus homogène des sites de réticulation [6]. Les billes de PMMA et la longueur des chaînes et la réticulation moléculaire interne des polymères ont donc une influence sur les propriétés physiques d'une dent artificielle, entre autres sur la résistance à l'abrasion. Les dents artificielles modernes disposent en outre d'une phase inorganique composée de charges qui a une influence positive sur les propriétés du matériau [7] [8]. Les charges inorganiques utilisés sont, par exemple, des verres broyés ou des oxydes obtenus par synthèse, comme la silice amorphe [9]. Dans ce cas, le type de charges et leur granulométrie, la teneur en charges ainsi que leur répartition dans la matrice organique et leur liaison à celle-ci déterminent le comportement clinique à l'abrasion [10]. L'insertion de masses de dentine, d'émail et de collet de différentes translucidités dans les moules de pressée permet d'obtenir un jeu de couleurs et de lumière naturel [11]. Un réglage de la pression et de la température adapté lors de la polymérisation assure un durcissement chimique contrôlé [12].

Matériau et méthode

Dans un test d'usure pin-on-block (POB) à la polyclinique de prothèse dentaire de l'université de Ratisbonne (Report Number: 280_2/Project Number: 280. 09.11.2015), 8 dents artificielles ont été testées dans un simulateur de mastication. Il s'agissait des gammes de dents Genios A (DENTSPLY), VITA PHYSIODENS à titre d'exemple pour le matériau MRP VITA (VITA Zahnfabrik),

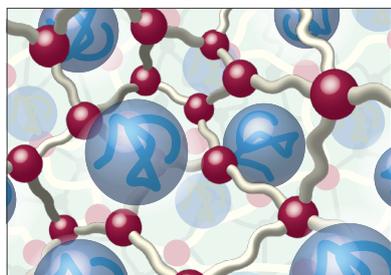
SR Phonares II (Ivoclar Vivadent), PhysioStar NFC+ (CANDULOR), Mondial 6 (Heraeus Kulzer), Premium 6 (Heraeus Kulzer), Bio-plus (DENTSPLY) et Veracia SA (Shofu). Pour le test d'usure, des dents antérieures de tous les fabricants ont été placées dans un porte-échantillon et meulées avec précaution pour obtenir une surface plane. Avant l'examen, la rugosité des échantillons a été déterminée à l'aide d'une méthode tactile. Pour ce faire, la surface de l'échantillon est balayée avec une pointe et documentée. Les échantillons pouvaient alors être fixés les uns après les autres dans le simulateur de mastication. Une boule de stéatite a servi d'antagoniste semblable à l'émail. Celle-ci a été guidée sur chaque échantillon pendant 120 000 cycles avec une force de 50 N et une cadence de 1,2 Hz. Le mouvement latéral de la simulation de mastication était réglé sur 1 mm. La course de l'antagoniste était également de 1 mm, ce qui a entraîné des impulsions d'impact sur l'échantillon. Dans un cycle de 2 minutes, un changement de charge thermique entre + 5 °C et + 55 °C a été provoqué avec de l'eau distillée. Ces variations simulaient la différence de température pendant l'ingestion de nourriture. Après la simulation de mastication, les surfaces d'usure de tous les échantillons ont été examinées et mesurées dans un microscope laser 3D.

Résultats

De manière générale, l'évaluation des traces d'usure au microscope laser 3D n'a révélé aucune fissure, aucun écaillage, aucun décalage de matériau ni aucun arrachement. Les échantillons avec VITA PHYSIODENS ont toutefois montré une usure maximale significativement plus faible par rapport à toutes les autres dents artificielles testées, comme le montre le graphique en barres présenté à la page suivante.

Discussion

La formule et la composition exactes des phases organique et inorganique, ainsi que la chaîne de processus de fabrication, semblent donc conduire à des différences de résistance à l'abrasion des dents artificielles. VITA PHYSIODENS, comme toutes les autres gammes de dents de VITA Zahnfabrik (VITAPAN EXCELL, VITAPAN et VITAPAN LINGOFORM), se compose d'un matériau appelé MRP (MRP = Microfiller Reinforced Polymermatrix). La nature des billes de polymère dans la matrice organique joue un rôle décisif. Les développeurs ont ici à nouveau misé sur une structure macromoléculaire linéaire des billes pré-polymérisées dans la matrice organique. Le grand avantage ici est la possibilité de dissolution efficace. Pour renforcer encore la liaison interne, du dioxyde de silicium finement dispersée et silanisée (SiO_2) est ajouté comme microcharge inorganique (MRP). La silanisation assure une liaison fiable dans et avec la matrice acrylique organique. Il est ainsi possible de renoncer au méthacrylate de méthyle (MMA), ce qui a un effet positif sur la biocompatibilité du matériau. Seuls les diméthacrylates (DiMA) sont mélangés de manière homogène avec du SiO_2 silanisé et des billes de PMMA. C'est alors que commence la maturation chimique : le DiMA pénètre dans les couches supérieures des billes de PMMA et celles-ci gonflent. Le résultat, après durcissement, est un polymère d'acrylate à haut poids moléculaire et hautement réticulé avec une microcharge de SiO_2 polymérisée, responsable d'une résistance à l'abrasion significativement meilleure.

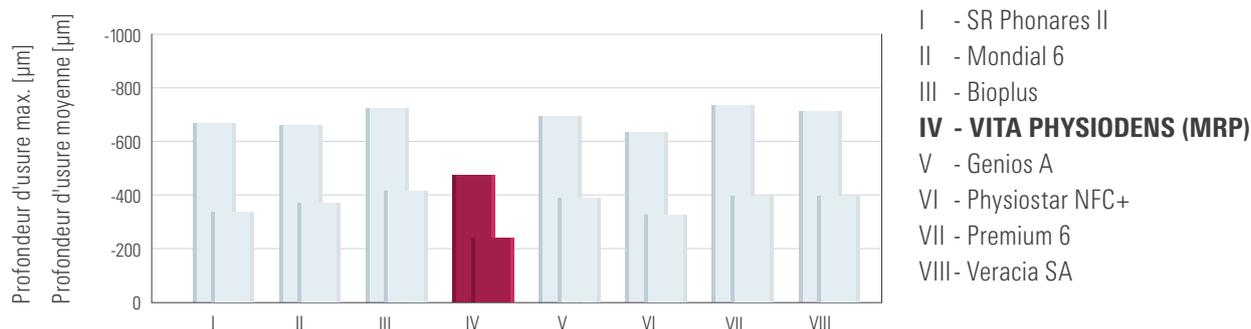


- Billes de PMMA, gonflées par du monomère et polymérisées dans le réseau polymère
- Monomère réticulé
- Charge de micro particules anorganiques polymérisées dans le réseau polymère.

À cela s'ajoute le fait que certaines gammes de dents de concurrents ne sont pourvues de charge que sur la couche supérieure d'émail. VITA PHYSIODENS et toutes les autres dents premium par VITA Zahnfabrik contiennent le même pourcentage de microcharges dans toutes les couches. Même pendant le meulage, le praticien évolue donc en toute sécurité dans une surface résistante à l'abrasion. Grâce au mélange homogène avec des microcharges et à une polymérisation en une seule étape de l'en-

semble de la dent MRP, il n'y a pas de risque d'écaillage entre les différentes couches de matériau. Le procédé de post-pres-sée (NPV), spécialement mis au point par VITA Zahnfabrik pour ce matériau, polymérise en une seule étape toutes les couches de résine composite de manière dense et compacte sous pression. Le réglage de la pression et de la température spécifiques au matériau permet d'obtenir un produit final pratiquement exempt de méthacrylate de méthyle et biocompatible. L'association harmonieuse de l'émail, de la dentine et de la masse cervicale donne naissance à une dent hautement esthétique et naturelle, qui assure un succès fonctionnel et esthétique durable à long terme grâce à sa grande résistance mécanique et à son excellent comportement à l'abrasion.

Valeurs d'abrasion les plus faibles pour VITA PHYSIODENS® en matériau MRP



(Source : test d'usure pin-on-block (POB), université de Ratisbonne, Allemagne, 2015)

Diagramme basé sur le test d'usure pin-on-block (POB) réalisé à l'université de Ratisbonne et présenté en page 2.

Bibliographie

- [1] Körber K, Ludwig K. Zahnärztliche Werkstoffe und Technologien. Thieme, Stuttgart, 1993.
- [2] Koeck B. Totalprothesen: Praxis der Zahnheilkunde Band 7. Elsevier, München, 2005.
- [3] Foser HP. Konfektionierte Kunststoffzähne. Quintessenz Zahntechnik 17 (1991), p. 849-864.
- [4] Eichner K, Kappert H. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 1: Grundlagen und Verarbeitung. Thieme, Stuttgart, 2005.
- [5] Kubisch V. Zur Messung der Abrasionsfestigkeit von Kunststoffzähnen – eine Invitro-Methode und ihre Anwendung. Dissertation, Berlin, 1991.
- [6] Craig R, Powers J, Wataha J. Zahnärztliche Werkstoffe: Eigenschaften und Verarbeitung. Elsevier, Munich, 2006.
- [7] Ghazal M, Kern M. Wear of denture teeth and their human enamel antagonists. Quintessence Int. 2010 Feb; 41 (2): 157-63.
- [8] Ghazal M, Yang B, Ludwig K, Kern M. Two-body wear of resin and ceramic denture teeth in comparison to human enamel. Dent Mater. 2008 Apr; 24 (4): 502-7. Epub 2007 Aug 3.
- [9] Von Linde Suden K. In-vitro Untersuchung des Haftverbundes zwischen Prothesenzähnen und Verblendkunststoffen. Dissertation, Regensburg, 2013.
- [10] Stober T, Henninger M, Schmitter M, Pritsch M, Rammelsberg P. Three-body wear of resin denture teeth with and without nanofillers. J Prosthet Dent. 2010 Feb; 103 (2): 108-17. doi: 10.1016/S0022-3913(10)60014-5.
- [11] Schott U. Vergleich von In-Vitro Prüfmethode zur Untersuchung der Verbundfestigkeit zwischen Kunststoffzähnen und Prothesenbasismaterialien. Dissertation, Regensburg, 2007.
- [12] Marxkors R, Meiners H, Geis-Gerstorfer J. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Deutscher Zahnärzte Verlag, 2008.